



**Eugénio Vítor
Caldeira Vieira**

**Desenvolvimento de um novo conceito de
implante patelo-femoral**



**Eugénio Vítor
Caldeira Vieira**

**Desenvolvimento de um novo conceito de implante
patelo-femoral**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, realizada sob a orientação científica do Professor Doutor António Manuel Godinho Completo, Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro e coorientada pelo Professor Doutor Fernando Manuel Pereira da Fonseca, Professor Auxiliar da Faculdade de Medicina dos Hospitais da Universidade de Coimbra.

O júri

Presidente

Prof. Doutor Carlos Alberto Moura Relvas

Professor Auxiliar da Universidade de Aveiro

Prof. Doutor João Paulo Flores Fernandes

Professor Associado da Universidade do Minho

Prof. Doutor António Manuel Godinho Completo

Professor Auxiliar da Universidade de Aveiro (orientador)

Prof. Doutor Fernando Manuel Pereira da Fonseca

Professor Auxiliar da Universidade de Coimbra (co-orientador)

Agradecimentos

Ao Professor Doutor António Completo.

Aos meus pais.

Aos meus irmãos.

Aos meus amigos.

Palavras-chave

Artroplastia, biomecânica, anatomia do joelho, método dos elementos finitos, *stress shielding*, micromovimentos, cimento ósseo, deformações principais, tensões de von Mises.

Resumo

O joelho é uma das articulações mais importantes do corpo humano, permite a mobilidade e a estabilidade em simultâneo. Algumas patologias como a síndrome patelo-femoral podem conduzir à necessidade da realização da artroplastia patelo-femoral. Vários efeitos comprometem a longevidade desta artroplastia, sendo os mais frequentes o efeito de *stress shielding*, responsável pela reabsorção óssea localizada, o efeito de fadiga por sobrecarga associado à geração de microfissuras e colapso do osso de suporte, e a osteólise provocada pela fratura e libertação de micropartículas do cimento-ósseo. Os parâmetros biomecânicos associados a estes efeitos foram estudados em três implantes comerciais; Journey PFJ (Smith & Nephew Inc), Vanguard PFR (Biomet Inc) e Zimmer PFJ (Zimmer Inc). Adicionalmente foram ainda propostos seis novos modelos de implante por forma a tentar melhorar o desempenho destes, tendo sido este o principal objetivo deste trabalho. Para a análise dos parâmetros biomecânicos (deformações no osso e tensões no cimento ósseo) foram utilizados modelos de elementos finitos desenvolvidos a partir de imagens médicas de TAC de um paciente saudável. Foram simuladas as condições de carga para três atividades fisiológicas distintas; ciclo de marcha, subir escadas e agachamento profundo. Estas análises foram realizadas por forma a serem representativas de duas situações clínicas distintas, uma representativa do curto termo, em que o cimento-ósseo foi considerado rigidamente ligado ao osso e outra representativa do longo termo, em que o cimento-ósseo foi considerado apenas em contacto com atrito com o osso, ou seja uma situação de descolamento desta interface. Após a análise comparativa dos diferentes modelos implantados relativamente aos modelos intactos, verificou-se que nas regiões de bordo dos implantes comerciais os níveis de deformação no osso esponjoso são bastante elevados tendo todos os modelos apresentando um risco de falência por fadiga, devido a sobrecarga localizada, sendo o risco mais elevado associado à atividade de agachamento. O efeito *stress shielding* foi observado com diferentes graus, em todos os modelos na zona central do implante. O cimento ósseo apresentou várias zonas com tensões de von Mises superiores à tensão limite de fadiga para os casos da atividade de subir escadas e agachamento. Os novos modelos de implante patelo femoral propostos apresentam comportamentos comparáveis aos observados nos implantes comerciais, no entanto uma das novas propostas de implante sugere um melhor compromisso de entre todos os implantes analisados.

Keywords

Arthroplasty, biomechanics, anatomy of the knee, finite element method, stress shielding, micromotion, bone cement, principal strain, von Mises stress.

Abstract

The knee joint is one of the most important articulations of the human body, allowing simultaneous mobility and stability. Some pathologies such as patellofemoral syndrome can lead to patellofemoral arthroplasty. The longevity of arthroplasty is compromised by various effects, being the most frequent the effect of stress shielding, responsible for the located bone reabsorption, the effect of fatigue by overcharge associated to the generation of microfissures and the collapse of the supporting bone, and the osteolysis provoked by the fracture and release of microparticle of bone cement. The biomechanical parameters associated with these effects were studied in three commercialized implants; Journey PFJ (Smith & Nephew Inc.), Vanguard PFR (Biomet Inc.) and Zimmer PFJ (Zimmer Inc). Additionally there were also proposed six new models of implants in order to try to improve their performance, being this the main goal of this work. To analyze the biomechanical parameters (bone strain and bone cement stress) there were used the finite element models developed from CT medical images of a healthy patient. Three different loading conditions for three distinct physiological activities were simulated: gait cycle, climb stairs and deep squat. These analyzes were performed to represent two distinct clinical situations, a representative of the short term, where the bone cement was considered rigidly connected to the bone and another representative of the long term, where the bone cement was found only in frictional contact with the bone, in other words, a state of detachment of this interface. After comparative analysis of the different models implanted with the intact models, it was found that in the edge regions of the commercialized implants the levels of deformation in the cancellous bone are quite high with all models presenting a risk of fatigue failure due to localized overload, and the higher risk is associated with the squatting. The stress shielding effect was observed with varying degrees, in all models in the central area of the implant. The bone cement showed several areas with von Mises stresses above the fatigue limit stress for cases climbing stairs and squatting. The new models of patellofemoral implant proposed exhibit behaviors similar to those seen in commercial implants, however one of the new proposed implants suggests a best compromise amongst all implants analyzed.

Índice

1. Introdução	1
2. Articulação do joelho.....	5
2.1. Anatomia do joelho	5
2.1.1. Músculos	6
2.1.2. Ligamentos	8
2.1.3. Meniscos.....	10
2.1.4. Ossos	10
2.2. Biomecânica do joelho	14
2.2.1. Movimentos	14
2.2.2. Forças	18
2.2.3. Áreas de contato	20
3. Artroplastia patelo-femoral.....	23
3.1. Revisão da literatura.....	23
3.2. Doenças e patologias que conduzem à artroplastia.	26
3.3. Complicações associadas à artroplastia	27
3.4. Implantes patelo-femorais atuais.....	28
4. Avaliação com modelos numéricos das próteses patelo-femorais.....	33
4.1. Introdução	33
4.2. Materiais e métodos	34
4.2.1. Modelos geométricos.....	34
4.2.2. Modelos numéricos.....	38
4.3. Resultados	42
4.3.1. Deformações principais no osso esponjoso	42

4.3.1.1. Atividade de ciclo de marcha	42
4.3.1.2. Atividade de subir escadas	45
4.3.1.3. Atividade de agachamento.....	49
4.3.2. Tensões no cimento ósseo	53
4.3.2.1. Atividade de ciclo de marcha	53
4.3.2.2. Atividade de subir escadas	55
4.3.2.3. Atividade de agachamento.....	56
4.3.3. Micromovimentos na situação de longo termo	58
4.4. Discussão de resultados	63
5. Desenvolvimento de uma nova prótese.....	69
5.1. Introdução	69
5.2. Materiais e métodos.....	69
5.2.1 Modelos geométricos.....	69
5.2.2. Modelos numéricos	72
5.3. Resultados	73
5.3.1. Deformações principais no osso esponjoso	73
5.3.2. Tensões no cimento ósseo	78
5.3.3. Micromovimentos na situação de longo termo	80
5.4. Discussão de resultados	84
6. Conclusões e trabalhos futuros	87
Referências	91

Lista de Figuras

Figura 1 - Vista frontal do joelho direito [Saladin 2003].....	5
Figura 2 – Músculos responsáveis pela flexão do joelho. A - Grácil esquerdo, vista anterior; B – Sartório esquerdo, vista anterior; C – Semimembranoso direito e poplíteo direito, vista posterior; D – Bíceps femoral direito, vista posterior; E – Semitendinoso direito, vista posterior; F – Gastrocnémio direito, vista posterior [Palastanga et al, 1998].	7
Figura 3 – Músculos responsáveis pela extensão do joelho. A,B,C – Músculos quadríceps; A – Reto femoral, vista anterior; B - Vasto intermédio, vista anterior; C – Vasto lateral e medial esquerdo, vista anterior [Palastanga et al, 1998].	8
Figura 4 – Ligamentos colaterais e cruzados da articulação do joelho [Palastanga et al, 1998].....	9
Figura 5 – Representação esquemática da transmissão de forças do fémur para a tíbia [Mow e Hayes 1997]	10
Figura 6 – Côndilos femorais [Palastanga et al, 1998].....	11
Figura 7 – Superfícies articulares da tíbia [Palastanga et al, 1998].	11
Figura 8 – Superfícies articulares da Patela [Palastanga et al, 1998].	12
Figura 9 – Eixos anatómicos do fémur e tíbia [Palastanga et al, 1998].	13
Figura 10 – Fotos da estrutura celular do osso trabecular. (a) – Amostra tirada à cabeça do fémur de baixa densidade, apresentando uma estrutura celular aberta e em forma de haste. (b) – Amostra tirada à cabeça do fémur com maior densidade, estrutura em forma de placa perfurada. (c) - Amostra tirada do côndilo femoral de densidade intermédia, estrutura orientada com hastes normais de placas paralelas [Gibson 1985].	14
Figura 11 – Ação dos ligamentos cruzados e ligamentos colaterais para limitar a rotação. A – rotação lateral; B – rotação medial [Palastanga et al, 1998].	15
Figura 12 – Imagem ilustrativa do movimento de flexão do joelho [Seeley et al, 2011].	15
Figura 13 - Movimentos de rotação e escorregamento nos côndilos femorais e tibiais durante a flexão [Palastanga et al, 1998].	16
Figura 14 – Movimento da patela durante a flexão [Palastanga et al, 1998].....	16
Figura 15 – Imagem ilustrativa do movimento de extensão do joelho [Seeley et al, 2011].	17
Figura 16 - Orientação das forças, segundo vários ângulos de flexão, que atuam na patela provenientes do tendão do músculo quadríceps e do tendão patelar [Schindler e Scott 2011].	18
Figura 17 - Diagrama de corpo livre da articulação Patelo-femoral [Schindler e Scott 2011].	19
Figura 18 – Padrão dos esforços patelares que podem levar a formação de uma lesão condromalacia na patela [Palastanga et al, 1998].	19

Figura 19 – Área de contacto patelo-femoral para 30, 60, 90 e 120 graus de flexão do joelho [Duparc 2003].	20
Figura 20 - Implante patelar de McKeeever [McKeeever 1955].	23
Figura 21 – Síndrome patelo-femoral [RelayHealth 2012].	27
Figura 22 – Acessórios de cirurgia patelo-femoral, (acessório da Zimmer) [Zimmer 2009].	30
Figura 23 – Implante patelar de três pinos [Biomet 2010].	30
Figura 24 – Prótese patelo-femoral, VANGUARD® PFR, do fabricante Biomet [Biomet 2010].	30
Figura 25 - Prótese patelo-femoral, Journey, do fabricante Smith & Nephew [Smith&Nephew 2007].	31
Figura 26 - Prótese patelo-femoral, Zimmer Gender Solutions <i>Patello</i> -Femoral Joint (PFJ) System, do fabricante Zimmer [Zimmer 2009].	31
Figura 27 - Prótese patelo-femoral, Hermes, do fabricante Ceraver [Ceraver 2012].	32
Figura 28 - Prótese patelo-femoral, Hemicap, do fabricante Arthrosurface [Arthrosurface 2011].	32
Figura 29 - Prótese patelo-femoral, Avon, do fabricante Stryker [Stryker 2012].	32
Figura 30 – Modelos geométricos obtidos das imagens TAC. A – Modelo completo, ainda com fémur, patela, tíbia e fíbula; B – Modelo com fémur e patela; C – Modelo com fémur.	34
Figura 31 - Modelos obtidos após importação e tratamento no CATIA. A – Modelo importado do ScanIP em formato stl; B- Modelo sólido do fémur.	35
Figura 32 - Modelo geométrico da Prótese Zimmer em cima e Vanguard em baixo. A – Nuvem de pontos; B – Prótese em superfície; C - Prótese em modelo sólido.	35
Figura 33 - Modelo geométrico da Prótese Journey, Smith & Nephew.	36
Figura 34 - Cortes ósseos no osso esponjoso e cortical (A) e modelo intacto (B) para cada um dos modelos analisados.	37
Figura 35 - Representação da geometria do manto de cimento ósseo associado a cada implante (A) Journey, (B) Zimmer e (C) Vanguard.	37
Figura 36 – Aspeto do modelo numérico após aplicadas as definições da malha.	38
Figura 37 - Representação esquemática das direções das forças de contacto tibiofemoral (FCTF) e patelo-femoral (FCPF) aplicadas aos modelos para cada uma das atividades (casos de carga) analisadas, (A) – Ciclo de marcha; (B) – Subir escadas; (C) – Agachamento.	39
Figura 38 – Linhas no osso esponjoso (A), alinhamentos de nós (B).	42
Figura 39 - Deformações principais máximas (ϵ_1) no osso esponjoso para o ciclo de marcha nos modelos representativos da situação de curto termo.	43
Figura 40 - Deformações principais mínimas (ϵ_2) no osso esponjoso para o ciclo de marcha nos modelos representativos da situação de curto termo.	44
Figura 41 - Deformações principais máximas (ϵ_1) no osso esponjoso para o ciclo de marcha nos modelos representativos da situação de longo termo.	44

Figura 42 - Deformações principais mínimas (ϵ_2) no osso esponjoso para o ciclo de marcha nos modelos representativos da situação de longo termo.	45
Figura 43 - Deformações principais máximas no osso esponjoso para a atividade subir escadas nos modelos representativos da situação de curto termo.	46
Figura 44 - Deformações principais mínimas no osso esponjoso para a atividade subir escadas nos modelos representativos da situação de curto termo.	47
Figura 45 - Deformações principais máximas no osso esponjoso para a atividade subir escadas nos modelos representativos de longo termo.	48
Figura 46 - Deformações principais mínimas no osso esponjoso para a atividade subir escadas nos modelos representativos da situação de longo termo.	49
Figura 47 – Deformações principais máximas no osso esponjoso para a atividade de agachamento nos modelos representativos da situação de curto termo.	50
Figura 48 - Deformações principais mínimas no osso esponjoso para a atividade de agachamento nos modelos representativos da situação de curto termo.	51
Figura 49 - Deformações principais máximas no osso esponjoso para a atividade de agachamento nos modelos de longo termo.	52
Figura 50 - Deformações principais mínimas no osso esponjoso para a atividade de agachamento nos modelos representativos da situação de longo termo.	53
Figura 51 – Tensões de von Mises no cimento ósseo para a atividade ciclo de marcha nos modelos representativos da situação de curto termo.	54
Figura 52 - Tensões de von Mises no cimento ósseo para a atividade ciclo de marcha nos modelos representativos da situação de longo termo.	54
Figura 53 - Tensões de von Mises no cimento ósseo para a atividade subir escadas nos modelos representativos da situação de curto termo.	55
Figura 54 - Tensões de von Mises no cimento ósseo para a atividade subir escadas nos modelos representativos da situação de longo termo.	56
Figura 55 – Tensões de von Mises no cimento ósseo para a atividade de agachamento nos modelos representativos da situação de curto termo.	57
Figura 56- Tensões de von Mises no cimento ósseo para a atividade de agachamento nos modelos representativos da situação de longo termo.	57
Figura 57 – Micromovimentos do cimento ósseo em relação ao osso esponjoso no alinhamento X1 para a atividade ciclo de marcha.	58
Figura 58 – Micromovimentos do cimento ósseo em relação ao osso esponjoso no alinhamento X2 para a atividade ciclo de marcha.	59

Figura 59 - Micromovimentos do cimento ósseo em relação ao osso esponjoso no alinhamento X3 para a atividade ciclo de marcha.....	59
Figura 60 - Micromovimentos do cimento ósseo em relação ao osso esponjoso no alinhamento X1 para a atividade de subir escadas.	60
Figura 61 - Micromovimentos do cimento ósseo em relação ao osso esponjoso no alinhamento X2 para a atividade de subir escadas.	60
Figura 62 - Micromovimentos do cimento ósseo em relação ao osso esponjoso no alinhamento X3 para a atividade de subir escadas.	61
Figura 63 - Micromovimentos do cimento ósseo em relação ao osso esponjoso no alinhamento X1 para a atividade de agachamento.....	61
Figura 64 - Micromovimentos do cimento ósseo em relação ao osso esponjoso no alinhamento X2 para a atividade de agachamento.....	62
Figura 65 - Micromovimentos do cimento ósseo em relação ao osso esponjoso no alinhamento X3 para a atividade de agachamento.....	62
Figura 66 – Posição das regiões estudadas [van Jonbergen et al, 2012].	65
Figura 67 – Representação da geometria do modelo 1.	71
Figura 68 – Representação da geometria do modelo 3.	71
Figura 69 - Representação da geometria do modelo 5.....	71
Figura 70 – Deformações principais máximas nos modelos intactos e novas propostas de modelos para a situação representativa do curto termo.	74
Figura 71 – Deformações principais mínimas nos modelos intactos e novas propostas de modelos para a situação representativa do curto termo.	75
Figura 72 - Deformações principais máximas nos modelos intactos e propostas de novos modelos para a situação representativa do longo termo.....	76
Figura 73 – Gradiente das deformações principais mínimas nos modelos intactos e propostas de novos modelos para a situação representativa do longo termo.....	77
Figura 74 – Tensões de von Mises nos modelos intactos e propostas de novos modelos para a situação representativa do curto termo.....	78
Figura 75 - Tensões de von Mises nos modelos intactos e propostas de novos modelos para a situação representativa do longo termo.	79
Figura 76 - Micromovimentos do cimento ósseo em relação ao osso esponjoso no alinhamento X1.....	80
Figura 77 - Micromovimentos do cimento ósseo em relação ao osso esponjoso no alinhamento X2.....	80
Figura 78 - Micromovimentos do cimento ósseo em relação ao osso esponjoso no alinhamento X3.....	81
Figura 79 - Micromovimentos do cimento ósseo em relação ao osso esponjoso no alinhamento X1.....	81
Figura 80 - Micromovimentos do cimento ósseo em relação ao osso esponjoso no alinhamento X2.....	82

Figura 81 - Micromovimentos do cimento ósseo em relação ao osso esponjoso no alinhamento X3.	82
Figura 82 - Micromovimentos do cimento ósseo em relação ao osso esponjoso no alinhamento X1.	83
Figura 83 - Micromovimentos do cimento ósseo em relação ao osso esponjoso no alinhamento X2.	83
Figura 84 - Micromovimentos do cimento ósseo em relação ao osso esponjoso no alinhamento X3.	84

Lista de Tabelas

Tabela 1 – Comparação das forças de contato tibiofemoral e patelo-femoral, para exercícios que utilizam ângulos de flexão diferentes. PF – Patelo-femoral, TF – Tibiofemoral [Matthews et al, 1977].	20
Tabela 2 – Forças estáticas da reação patelo-femoral em relação ao ângulo de flexão do joelho. PF- Patelo-femoral, PRF – Reação patelo-femoral [Schindler e Scott 2011].	21
Tabela 3 - Taxas de sucesso da artroplastia patelo-femoral publicadas na última década [Mont et al, 2012].	25
Tabela 4 – Número de nós e elementos utilizados nas simulações.	39
Tabela 5 – Forças utilizadas na simulação dos modelos numéricos [Matthews et al, 1977].	40
Tabela 6 – Propriedades mecânicas dos modelos utilizados [Completo 2006; Meireles 2008].	40
Tabela 7 - Coeficientes de atrito utilizados nos contatos do modelo de longo termo [Completo 2006; Castro 2009]	42
Tabela 8 - Principais modificações realizadas aos implantes de base com a respetiva designação.....	70
Tabela 9 – Número de nós e elementos utilizados nas simulações.	72

1. Introdução

A artroplastia patelo-femoral é uma opção de tratamento com relativo sucesso para os casos de osteoartrite localizada na articulação patelo-femoral [Gupta et al, 2010; van Jonbergen et al, 2010a]. Nestes casos somente as superfícies articulares da articulação patelo-femoral são substituídas, mantendo os compartimentos tibiofemorais, os ligamentos cruzados e os meniscos contribuindo para uma maior preservação fisiológica da biomecânica na articulação tibiofemoral. Os resultados a longo termo da artroplastia patelo-femoral estão relacionados com a progressão da osteoartrite para os compartimentos tibiofemorais e a necessidade de conversão/realização da artroplastia total do joelho [van Jonbergen et al, 2010b]. A perda óssea na zona distal do fémur pode comprometer o sucesso da reconversão da artroplastia patelo-femoral numa artroplastia total do joelho e por este facto esta perda deve ser evitada o mais possível. Após a artroplastia total do joelho a perda óssea do fémur distal ocorre por efeito de *stress shielding* do componente femoral [Tissakht et al, 1996; Van Lenthe et al, 1997]. Embora o componente femoral da artroplastia patelo-femoral seja bastante mais reduzido que o massivo componente femoral da artroplastia total do joelho é relativamente desconhecido o seu efeito no processo de remodelação óssea no fémur distal.

A avaliação da densidade mineral óssea por densitometria óssea de dupla energia (DEXA) após a artroplastia patelo-femoral, demonstrou uma redução de aproximadamente 15% na densidade mineral óssea na zona posterior da flange do componente femoral passado um ano da realização da artroplastia com a prótese Richards II [van Jonbergen et al, 2010c]. No entanto, não é conhecida a relação entre a perda de densidade óssea e o efeito de *stress shielding* no fémur distal. O método dos elementos finitos tem sido utilizado extensamente na avaliação dos efeitos estruturais da artroplastia protésica do joelho e anca com especial ênfase na avaliação da repartição e transferência de carga, assim como, na distribuição das deformações e tensões nas estruturas ósseas e implantes e sua relação com o processo fisiológico de remodelação óssea. Alguns investigadores têm também utilizado os modelos numéricos para determinar a distribuição de deformações e tensões no osso após artroplastia patelo-femoral [Najarian et al, 2005; Morra e Greenwald 2006; Meireles 2008; Castro 2009]. Contudo, nenhum destes estudos analisou de uma forma comparativa a distribuição dos níveis de deformação no osso e sua relação com o efeito de *stress shielding* ou fadiga óssea por efeito de sobrecarga, para diferentes modelos

protésicos da artroplastia patelo-femoral, procurando identificar como diferentes geométrais e materiais podem alterar, ou não, o processo de remodelação óssea e consequente longevidade da técnica.

A hipótese colocada neste trabalho de dissertação é que diferentes modelos de implantes patelo-femorais originam díspares níveis de *stress shielding* ou sobrecarga óssea, podendo estar cada modelo associado a diferentes comportamentos de remodelação óssea e, consequentemente com a longevidade da artroplastia. Igualmente outra hipótese colocada neste estudo é que estes efeitos sobre a estrutura óssea podem ser minimizados com novas soluções geométricas do implante patelo-femoral.

O primeiro objetivo da presente dissertação foi investigar o efeito da artroplastia patelo-femoral para três diferentes modelos comerciais de implantes; Journey (Smithe&Nephew), Vangurad (Biomet) e PFJ Zimmer (Zimmer Inc) no que respeita à distribuição de deformação no osso, nas tensões no cimento-ósseo utilizado na fixação do implante ao osso e a relação destes parâmetros com a longevidade da artroplastia. Por forma a avaliar duas situações temporais após a artroplastia estes parâmetros biomecânicos foram analisados primeiramente para uma na situação de curto-termo, após a artroplastia onde o cimento-ósseo foi considerado rigidamente ligado ao osso, enquanto para a situação representativa do longo termo após artroplastia o cimento-ósseo foi considerado apenas em contato com o osso, representativa de um efeito moderado de descolamento da interface cimento-osso. O segundo objetivo desta dissertação foi desenvolver um novo implante patelo-femoral que procurou minimizar os efeitos negativos identificados previamente nos implantes comerciais analisados procurando, desta forma, novas soluções ao nível da geometria e materiais. Todos os resultados obtidos além de serem comparados entre os diferentes modelos de implantes foram também comparados com o modelo do fémur nativo, isto é, sem implante. Para o desenvolvimento destes modelos numéricos utilizaram-se imagens médicas de tomografia axial computadorizada (TAC) de um joelho de um paciente de género feminino com 22 anos de idade saudável que foram segmentadas através de *software* de tratamento imagem e depois convertidas em modelos de CAD e modelos de elementos finitos com recurso a *software* apropriado.

Esta tese de mestrado encontra-se estruturada em seis capítulos. Sendo que o primeiro corresponde à introdução inicial. O segundo capítulo é dedicado à articulação do joelho e tem como principal objetivo realizar uma descrição da anatomia do joelho e da sua biomecânica. Neste contexto procurou-se compreender as principais estruturas anatómicas e a sua importância na articulação e também, os esforços, amplitudes e limitações de movimentos em cada estrutura.

O capítulo três focou-se na artroplastia patelo-femoral. Neste capítulo foi realizado uma revisão da literatura da artroplastia patelo-femoral para conhecer o trabalho realizado até a data. Procurou-se também conhecer as patologias mais frequentes e os principais fatores que estão na sua origem. Estudou-se também as complicações desta artroplastia bem como os principais tipos de próteses utilizados atualmente. No capítulo quatro, foram descritas as técnicas e métodos utilizados para obtenção dos modelos numéricos a partir de imagem TAC, assim como o processo de modelação e construção das três diferentes próteses comerciais analisadas. Foram criados modelos implantados e intactos relativos a cada implante para três situações distintas de carga e ângulo de flexão. Os resultados obtidos foram analisados e discutidos. O capítulo cinco é relativo ao processo de desenvolvimento e avaliação através de modelos numéricos de uma nova proposta de prótese patelo-femoral. A nova prótese teve por base a análise dos resultados obtidos no capítulo quatro. Os resultados obtidos como o novo implante foram comparados com os resultados das próteses comerciais. Por fim, no capítulo seis, foram tiradas conclusões gerais acerca deste trabalho e sugeridos alguns trabalhos futuros que deem continuidade a este trabalho.

2. Articulação do joelho

O joelho possui uma das maiores e mais complexas articulações sinoviais do corpo humano. Esta articulação alia duas funções distintas, estabilidade e flexibilidade. É também responsável pela locomoção e pelo equilíbrio estático do ser humano. Esta articulação agrupa três articulações: a articulação femorotibial lateral, articulação femorotibial medial e a articulação patelo-femoral e é constituída por 4 ossos, 2 meniscos, vários ligamentos e a cartilagem articular [Moore et al, 2005]. O joelho não é mantido pelas suas estruturas ósseas, mas pelos ligamentos e músculos [Lippert 2006].

2.1. Anatomia do joelho

As funções do mecanismo do joelho são influenciadas por estabilizadores dinâmicos. Esses mesmos estabilizadores baseiam-se na interação entre a geometria óssea e contenções provocadas pelos ligamentos, retináculos e músculos. A articulação do joelho situa-se na extremidade distal do fémur e na extremidade proximal da tíbia, como indicado na figura 1.

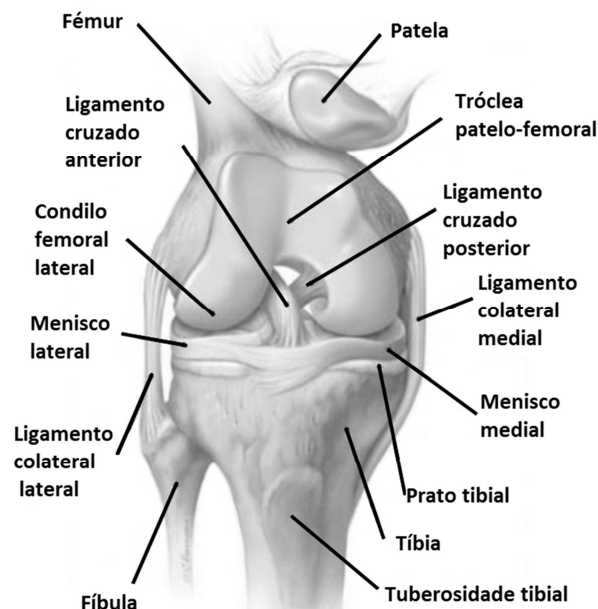


Figura 1 - Vista frontal do joelho direito [Saladin 2003].

A estabilidade e a mobilidade são geralmente funções incompatíveis de uma articulação, na maioria das articulações, uma sacrifica-se em favor da outra. Estas duas funções são executadas pela interação de ligamentos, músculos e movimentos complexos de deslizamento e rolamento nas superfícies articulares.

O peso do corpo é transmitido do fémur para a tíbia, pelas suas extremidades verticalmente opostas, criando instabilidade. A segurança do joelho é assegurada por vários mecanismos compensadores. Entre eles estão uma expansão das superfícies de sustentação do peso do fémur e da tíbia, a presença de fortes ligamentos colaterais e intracapsulares, uma cápsula forte e os efeitos reforçados de aponeurose e tensões [Palastanga et al, 1998].

2.1.1. Músculos

Existem vários músculos presentes na articulação do joelho e são os principais responsáveis pelos movimentos na articulação. Os movimentos de flexão são originados pelos músculos posteriores gastrocnémio, grácil e sartório. A extensão é responsabilidade dos quadríceps, e tensor da fáscia lata.

No grupo de músculos posteriores encontramos os músculos semitendinoso, semimembranoso, bíceps, gastrocnémio, grácil e o sartório, representados na figura 2. O semitendinoso tem fixação proximal na secção lateral da tuberosidade isquiática, partilhando o mesmo tendão de fixação que os músculos bíceps. A fixação distal é no côndilo medial da tíbia. O músculo semimembranoso tem fixação proximal na superfície lateral rugosa da tuberosidade isquiática. A sua fixação distal é no côndilo medial da tíbia, onde as suas fibras se dividem nas várias direções, formando o ligamento poplíteo oblíquo. Os músculos semimembranoso e o semitendinoso têm funções idênticas, os dois ajudam na flexão do joelho, provocam também a rotação medial do joelho, quando flexionado. O bíceps, cabeça longa tem fixação proximal na superfície medial inferior da tuberosidade isquiática, partilhando o tendão com o semitendinoso. O bíceps, cabeça curta, tem fixação proximal na metade inferior do lábio lateral áspero do fémur. Os dois bíceps juntam-se, mas o tendão divide-se em dois na fixação distal na parte proximal da fíbula. Os músculos bíceps ajudam na flexão do joelho são responsáveis pela rotação lateral do joelho quando flexionado.

O músculo gastrocnémio contrariamente a todos os músculos que provocam a flexão do joelho encontra-se na parte inferior da perna. Este músculo tem a sua parte proximal dividida em

duas partes, tendo as suas fixações nos côndilos medial e lateral do fêmur. É um forte flexor do joelho e a fixação distal é única e no calcâneo.

O músculo grácil e o músculo sartório são músculos com menor massa, são finos e longos. Os dois ajudam na flexão do joelho e na rotação medial quando flexionado. O grácil fixa-se na sua parte proximal na frente do corpo do púbis. A sua fixação distal é na superfície medial da tíbia. O sartório na parte proximal fixa-se na espinha ilíaca ântero-superior, e a sua parte distal fixa-se no lado medial da tíbia [Palastanga et al, 1998].

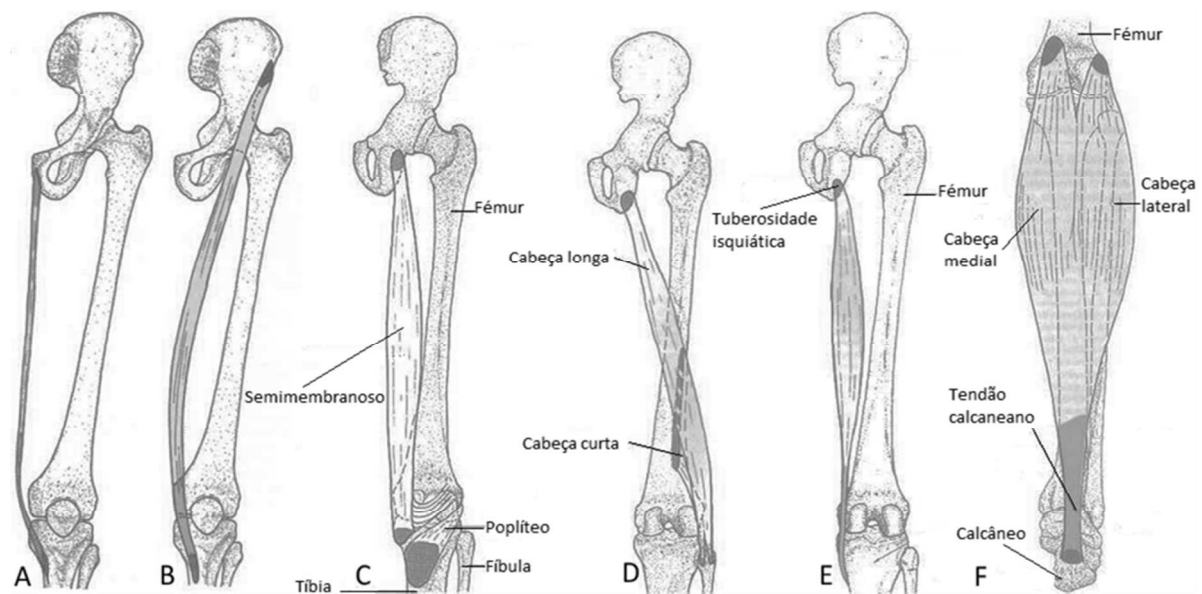


Figura 2 – Músculos responsáveis pela flexão do joelho. A - Grácil esquerdo, vista anterior; B - Sartório esquerdo, vista anterior; C - Semimembranoso direito e poplíteo direito, vista posterior; D - Bíceps femoral direito, vista posterior; E - Semitendinoso direito, vista posterior; F - Gastrocnémio direito, vista posterior [Palastanga et al, 1998].

O grupo dos músculos quadríceps, indicado na figura 3 é constituído pelo reto femoral, vasto lateral, vasto medial e vasto intermédio. Estes quatro músculos são os principais responsáveis pela extensão do joelho e ligam-se através dos seus tendões à patela. Nas suas partes proximais tem fixações distintas. O reto femoral tem fixação dupla na parte proximal, fixando-se na espinha ilíaca ântero-inferior e numa área rugosa acima do acetábulo. O vasto medial tem fixação proximal que se alonga desde a extremidade ínfero-medial da linha intertrocanteriana até o septo intermuscular medial. O vasto lateral também tem uma extensa fixação proximal, iniciando a fixação na parte súpero-lateral da linha intertrocanteriana e continua na metade superior do lábio lateral da linha áspera. O vasto intermédio tem fixação proximal nos dois terços superiores das superfícies anterior e lateral do fémur. Algumas fibras do vasto

intermédio fixam-se na parte superior da bolsa suprapatelar do joelho, formando o articular do joelho, protegendo a membrana sinovial.

O Músculo tensor da fáscia lata tem fixação proximal no lábio externo da crista ilíaca, tem fixação distal no trato iliotibial e ajuda na extensão do joelho.

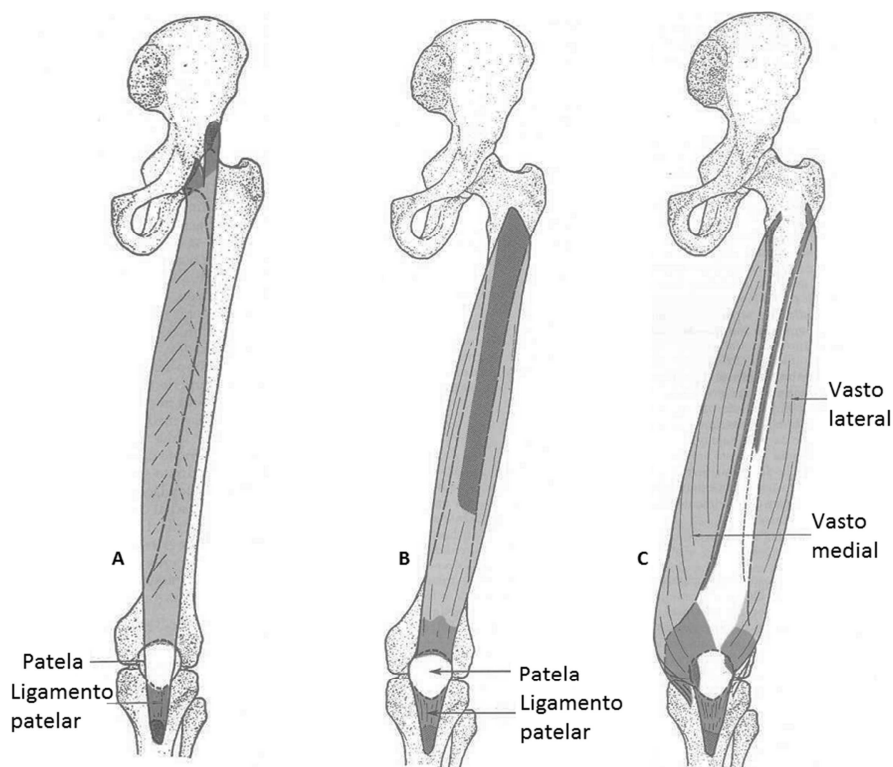


Figura 3 – Músculos responsáveis pela extensão do joelho. A,B,C – Músculos quadríceps; A – Reto femoral, vista anterior; B - Vasto intermédio, vista anterior; C – Vasto lateral e medial esquerdo, vista anterior [Palastanga et al, 1998].

2.1.2. Ligamentos

Os ligamentos são os primeiros estabilizadores para a translação anterior, posterior e também para a translação lateral da articulação [Nordin e Frankel 2001].

A estabilidade da articulação é mantida principalmente pelos ligamentos associados com a articulação, nomeadamente os colaterais e cruzados, sendo reforçada pelas ligações músculo tendinosas que cruzam a articulação. É a interação entre os dois conjuntos que fornece estabilidade contínua à articulação (figura 4). Os músculos ligam e propagam as suas forças até aos ossos através dos ligamentos.

O ligamento patelar, por vezes chamado de tendão patelar, é uma continuação do tendão do músculo quadríceps femoral. Tem a sua origem no ápice do polo distal da patela e fixa-se na tuberosidade da tíbia.

Os ligamentos colaterais passam por fora da articulação e limitam os movimentos laterais do joelho [Levangie e Norkin 2011]. O colateral tibial ou medial é uma estrutura achatada e longa que se situa superficialmente à capsula medial e ligamentos capsulares. Tem origem no epicôndilo medial e fixa-se no côndilo medial da tíbia. Este ligamento proporciona a principal estabilidade contra pressões em valgo [Noyes 2009]. Este ligamento é também o estabilizador principal do lado medial contra a rotação externa. O ligamento colateral fibular ou lateral tem fixação proximal no epicôndilo femoral lateral e fixação distal na cabeça da fíbula. Este ligamento protege das pressões em varo com o joelho em extensão.

Os ligamentos cruzados possuem alta organização estrutural e então enrolados entre si. Estes passam pelo interior da articulação. O ligamento cruzado anterior liga a tíbia ao fémur no centro da articulação. Fixa-se à tíbia ântero-lateral à espinha tibial anterior e liga-se ao fémur no côndilo lateral. Limita a rotação e o movimento anterior da tíbia.

O ligamento cruzado posterior limita o movimento posterior da tíbia. Este fixa-se na tíbia na área intercondiliana posterior. No fémur fixa-se na superfície lateral do côndilo medial. Este ligamento é mais forte que o cruzado anterior, sendo o principal estabilizador do joelho quando em tensão.

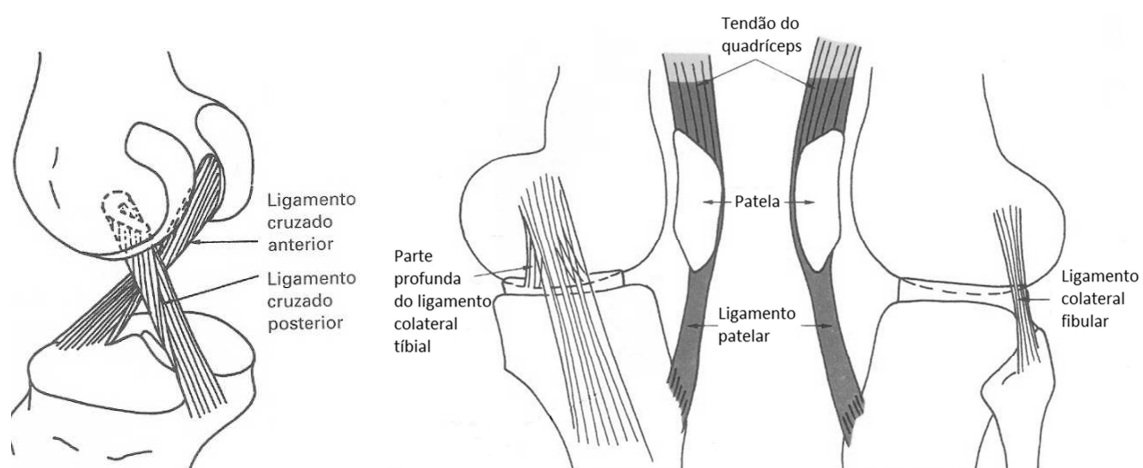


Figura 4 – Ligamentos colaterais e cruzados da articulação do joelho [Palastanga et al, 1998].

Nos ligamentos capsulares posteriores encontra-se o ligamento poplíteo oblíquo e o ligamento poplíteo arqueado. O ligamento poplíteo oblíquo é conhecido como uma expansão tendinosa do músculo semimembranoso que reforça o aspeto póstero-medial da cápsula. O

ligamento poplíteo arqueado reforça o aspeto pósterio-lateral da cápsula articular. Estes dois ligamentos encontram-se tensos na extensão total do joelho e colaboram para o impedimento da hiperextensão do joelho. O ligamento poplíteo oblíquo limita o joelho varo e o ligamento poplíteo arqueado limita o joelho valgo.

2.1.3. Meniscos

Os meniscos são cartilagens semilunares que fazem a ligação entre o fémur e a tíbia. Têm como principais funções aumentar a congruência entre as superfícies articulares do fémur e tíbia, participar na sustentação do peso através da articulação, absorver impactos, atuando como amortecedores e transmitir forças (figura 5). Os meniscos ajudam na lubrificação da articulação e diminuem o atrito entre os segmentos articulares. Existem dois meniscos nesta articulação, o medial e o lateral. A fibrocartilagem dos meniscos não possui suprimento sanguíneo, fazendo com que as lesões nos meniscos não sejam autorreparadas.

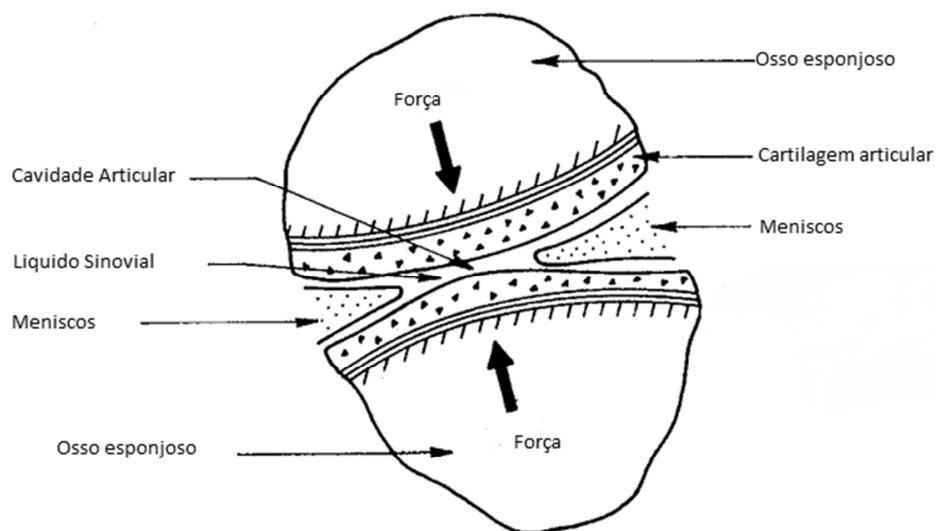


Figura 5 – Representação esquemática da transmissão de forças do fémur para a tíbia [Mow e Hayes 1997]

2.1.4. Ossos

Nesta articulação participam três ossos, o fémur, a tíbia e a patela. O fémur é o mais longo e mais forte osso do corpo humano possui uma diáfise e duas extremidades (epífises distal e proximal) e transmite o peso a partir do ílio para a extremidade proximal da tíbia. A parte distal do fémur é constituída pelos côndilos que estão em contacto com os meniscos. As superfícies

articulares do fêmur são as superfícies dos côndilos que contatam com a tíbia e a superfície patelar que une os côndilos na frente e se opõe à superfície profunda da patela. Os côndilos femorais formam duas proeminências convexas em ambos os planos, sendo mais longas antero-posteriormente do que transversalmente. Estas não são idênticas, uma vez que o côndilo medial salienta-se mais do que o côndilo lateral e é também mais estreito. Os seus eixos longos não são paralelos, como mostra a figura 6.

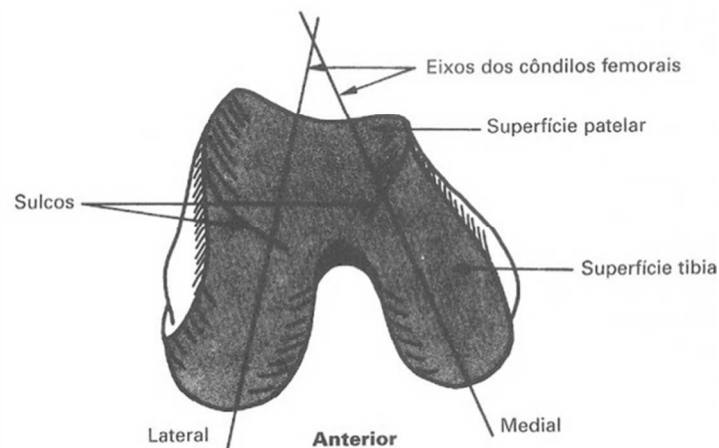


Figura 6 – Côndilos femorais [Palastanga et al, 1998].

A tíbia é também um osso longo e transmite o peso corporal dos côndilos do fêmur até à articulação do tornozelo. As superfícies articulares da tíbia estão cobertas de cartilagem na superfície superior dos côndilos, como representado na figura 7, sendo separadas pela eminência intercondiliana e áreas intercondilianas triangulares na frente e atrás. As fossas das superfícies articulares da tíbia são aprofundadas pelos meniscos, estes fazem o contato entre a tíbia e o fêmur.

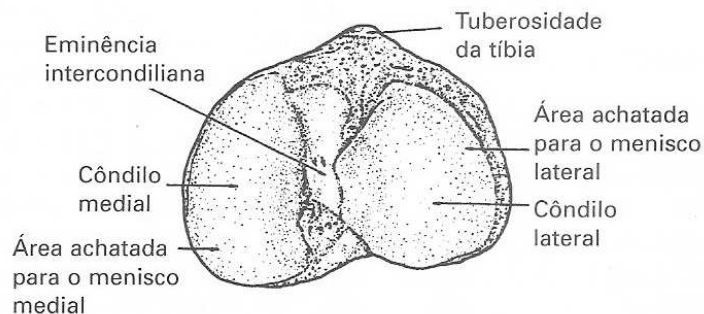


Figura 7 – Superfícies articulares da tíbia [Palastanga et al, 1998].

A patela representada na figura 8 é um osso com funções e geometrias diferentes. É um osso plano e triangular. A superfície posterior possui uma superfície oval lisa coberta de cartilagem hialina que desliza nos côndilos femorais nos movimentos de extensão e flexão. A patela é também o único osso que pertence exclusivamente a esta articulação. É um osso sesamoide, pois encontra-se entre dois tendões, ou seja, faz a ligação do tendão dos músculos quadríceps com o tendão patelar. A patela está sujeita a tração devido às forças dos dois tendões, a principal função da patela é aumentar a distância perpendicular da força do tendão quadríceps do centro de rotação do joelho. A patela devido a estar sujeita a grandes forças e estar em contacto com o fémur, é um foco de lesões na articulação do joelho. A patela está sujeita a grandes esforços, nomeadamente durante a locomoção. Em virtude desses esforços a cartilagem é extremamente espessa, sendo a cartilagem com maior espessura do corpo, é também o local com mais frequente degeneração de cartilagem [Fritz et al, 2008].

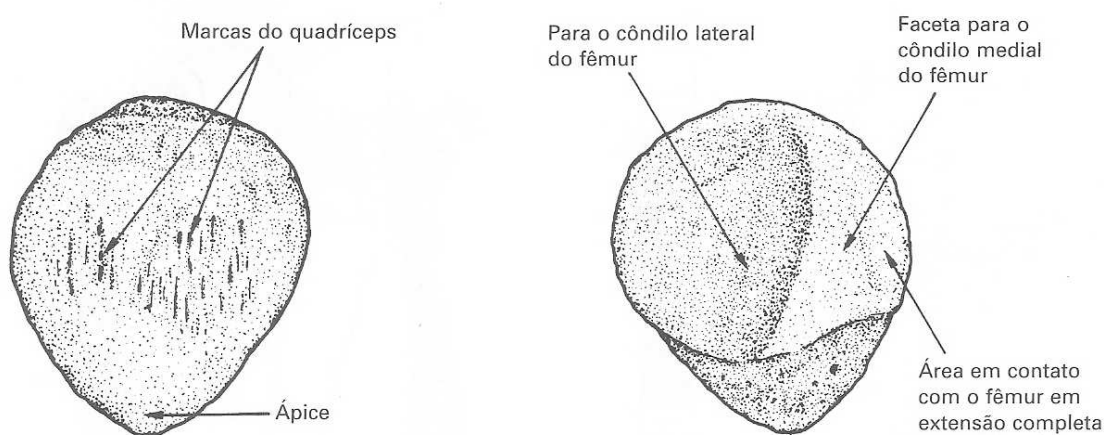


Figura 8 – Superfícies articulares da Patela [Palastanga et al, 1998].

O colo femoral projeta-se por cima da diáfise e faz com que os eixos anatómicos do fémur e da tíbia não coincidam, estes fazem um ângulo que varia entre 170 e 175 graus (ângulo femorotibial) (figura 9) embora os centros articulares do quadril, joelho e tornozelo residam todos sobre uma linha reta que se denomina eixo mecânico da articulação do tornozelo. Em alguns casos estes ângulos podem ser superiores, no caso de joelho varo ou inferiores em joelho valgo. O eixo transversal da articulação do joelho é horizontal, com o eixo comum de ambas as articulações dos joelhos, encontrando-se num plano frontal. Este eixo não bissecciona o ângulo femorotibial de modo que o ângulo entre o eixo transversal e a tíbia é maior (cerca de 81°) [Palastanga et al, 1998].

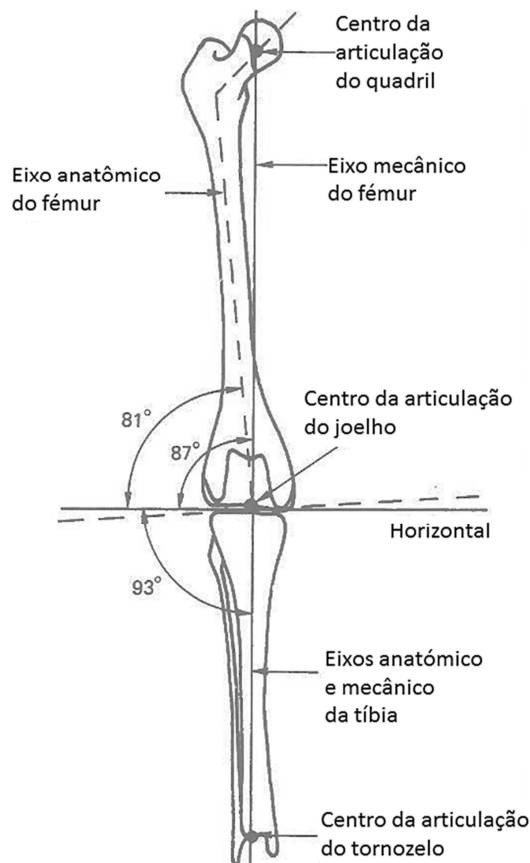


Figura 9 – Eixos anatômicos do fêmur e tíbia [Palastanga et al, 1998].

O fêmur e a tíbia são ossos com propriedades mecânicas diferentes ao longo do seu comprimento. A forma e tamanho são adaptados para a sua função. Na estrutura óssea destes dois ossos encontramos duas camadas com propriedades diferentes: camada externa, osso cortical e camada interna, osso esponjoso. No presente trabalho, o fêmur é o osso utilizado, logo é interessante saber as suas propriedades. O osso cortical ou compacto tem maior rigidez e tem como componentes principais o cálcio e o colagénio. O osso esponjoso ou trabecular tem propriedades diferentes, tem rigidez inferior. Alguns autores consideram como sendo um tecido, não deixando de ser uma estrutura importante do osso. A figura 10 mostra a orientação e estruturas das trabéculas que estão orientadas segundo as tensões principais do osso.

A constituição do osso esponjoso é bastante idêntica ao osso cortical, estudos experimentais indicam que o osso esponjoso tem apenas menos cerca de 5-10% de conteúdo mineral que o cortical. O que juntando à grande porosidade pode ajudar perceber a diferença de rigidez para o cortical [Currey 2002].

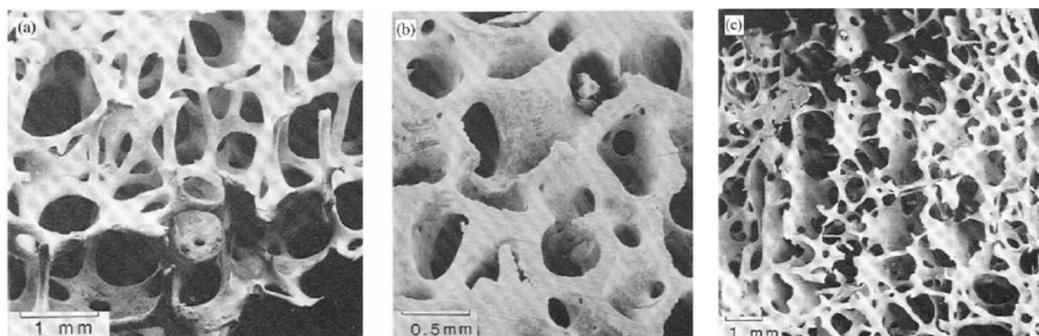


Figura 10 – Fotos da estrutura celular do osso trabecular. (a) – Amostra tirada à cabeça do fémur de baixa densidade, apresentando uma estrutura celular aberta e em forma de haste. (b) – Amostra tirada à cabeça do fémur com maior densidade, estrutura em forma de placa perfurada. (c) - Amostra tirada do côndilo femoral de densidade intermédia, estrutura orientada com hastes normais de placas paralelas [Gibson 1985].

2.2. Biomecânica do joelho

A articulação do joelho é uma articulação complexa e importante na locomoção do corpo. Apesar de ser uma articulação bem constituída não é perfeita a nível mecânico devido às configurações geométricas das superfícies articulares.

A articulação do joelho é um sistema vivo e auto-reparador que funciona como um sistema de transmissão biológico. Tem como finalidade transmitir cargas biomecânicas entre o fémur e a tíbia. Os músculos funcionam como motores celulares que na contração concêntrica fornecem forças ativas e na contração excêntrica funcionam como travões e sistemas de amortecimento. Os ligamentos representam corpos não rígidos adaptáveis dentro do sistema de transmissão biológico, as cartilagens atuam como superfícies de apoio fixas e os meniscos atuam como rolamentos móveis [Espregueira-Mendes e Pessoa 2006].

2.2.1. Movimentos

Existem vários tipos de movimento na articulação do joelho: flexão/extensão, rotação e o deslizamento da patela. Apesar dos três movimentos da articulação os principais são a flexão e a extensão. A rotação apenas é possível observar quando o joelho está fletido [Kapandji 1982].

Uma das posições mais estáveis desta articulação é quando se encontra em extensão total, nesta situação não ocorre rotação e os músculos podem relaxar sem prejudicar a estabilidade. Para sair desta posição o poplíteo contrai e faz rodar o fémur lateralmente dando origem à flexão do joelho [Moore et al, 2005].

Os ligamentos cruzados limitam as amplitudes dos movimentos de rotação do joelho mantendo a estabilidade como indicado na figura 11. Os ligamentos colaterais limitam os desvios laterais e mediais.

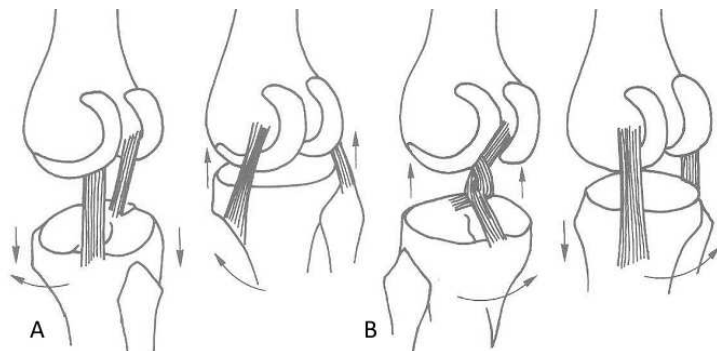


Figura 11 – Ação dos ligamentos cruzados e ligamentos colaterais para limitar a rotação. A – rotação lateral; B – rotação medial [Palastanga et al, 1998].

A extensão e flexão do joelho são originadas pelos músculos que, por sua vez, são os elementos responsáveis pelos movimentos na articulação, aplicando as forças na tíbia e fíbula. A flexão do joelho é originada pelos músculos isquiotibiais, estes são constituídos pelos músculos Bíceps femoral, semitendinoso e semimembranoso. Os músculos semimembranoso e o semitendinoso ajudam na rotação medial da articulação do joelho, como representado na figura 12.



Figura 12 – Imagem ilustrativa do movimento de flexão do joelho [Seeley et al, 2011].

O eixo de flexão/extensão passa horizontalmente através dos côndilos femorais, com orientação inclinada medialmente para baixo. Esta obliquidade no eixo do movimento faz com que a tíbia se mova de uma posição lateral ao fémur (valgo fisiológico) em extensão, para uma

posição medial ao fémur na flexão completa. O movimento depende da articulação coxofemoral, devido ao facto dos músculos serem biarticulares.

A flexão representada na figura 13 inicia-se dos 0 aos 20 graus com o rolamento puro posterior dos côndilos femorais, apenas até aos 15 graus no côndilo medial, aumentando o contacto da face posterior dos côndilos femorais com os côndilos tibiais. Estas amplitudes correspondem ao ciclo de marcha. Após os 20 graus de flexão existe um aumento do escorregamento posterior do fémur associado a um deslizamento anterior do fémur com diminuição progressiva do rolamento, no final da flexão apenas existe escorregamento.

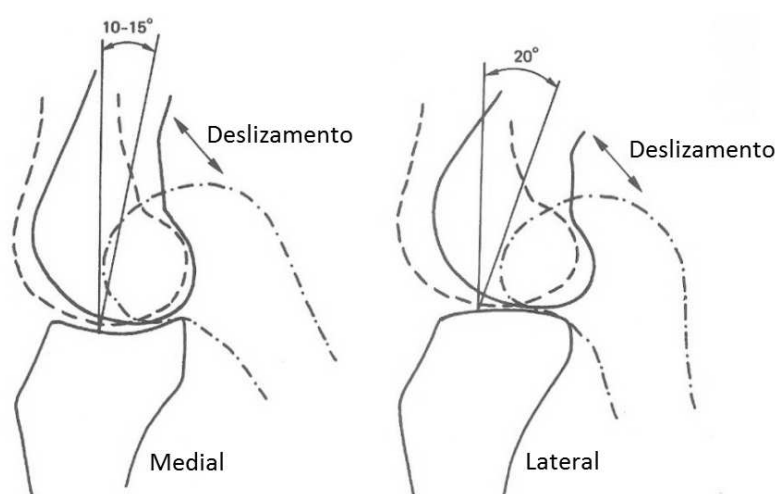


Figura 13 - Movimentos de rotação e escorregamento nos côndilos femorais e tibiais durante a flexão [Palastanga et al, 1998].

Durante a flexão a patela desliza nos côndilos femorais desde o sulco da superfície patelar do fémur até a incisura intercondiliana (figura 14). Durante a flexão a patela percorre a distância de duas vezes o seu comprimento.

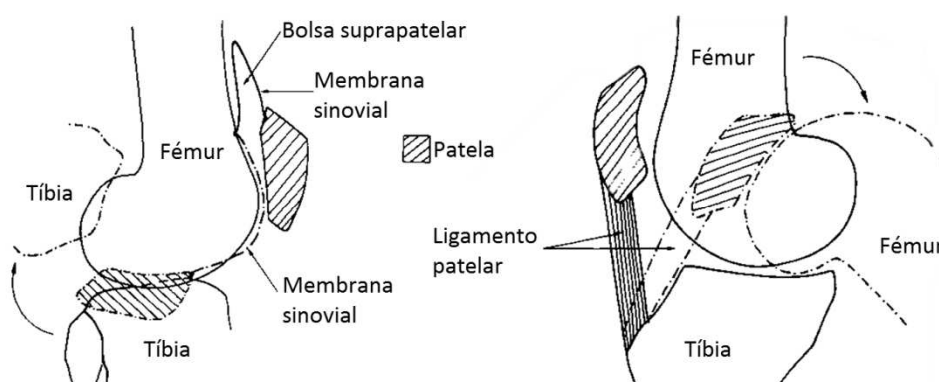


Figura 14 – Movimento da patela durante a flexão [Palastanga et al, 1998].

A extensão é originada pelos músculos quadríceps que são constituídos por quatro músculos: Reto femoral, Vasto lateral, Vasto medial e Vasto intermédio. Neste movimento o osso patela tem um papel fundamental, pois a força dos músculos é transmitida através da patela e tendão patelar para a tibia como representado na figura 15.

A extensão inicia-se com o rolamento anterior dos côndilos femorais seguindo-se do movimento de rolamento anterior do fémur acompanhado com um deslizamento posterior do mesmo.



Figura 15 – Imagem ilustrativa do movimento de extensão do joelho [Seeley et al, 2011].

A rotação nesta articulação é limitada e apenas ocorre durante a flexão do joelho. Este movimento é provocado pelos músculos responsáveis pela flexão. A fixação dos seus tendões na tibia e fíbula não é central. Tem fixações laterais e mediais. Durante a contração dos músculos são criadas forças que originam os movimentos de rotação no joelho. Sendo a rotação limitada pelos ligamentos [Scanlon e Sanders 1991; Faller et al, 2004; Seeley et al, 2011].

A flexão ativa do joelho pode atingir os 140 graus se a articulação da anca estiver fletida. Na flexão passiva fica-se pelos 120 graus com a anca estendida. Pode chegar ao 160 graus com flexão passiva e anca fletida. Os músculos femorais posteriores perdem eficiência quando a anca está flexionada. São simultaneamente os músculos extensores da anca e flexores do joelho.

A rotação é limitada pelos ligamentos a 10 graus na medial e a 30 graus na lateral. Em rotação passiva esses valores aumentam, na medial para 35 graus e na lateral para 50 graus [Palastanga et al, 1998].

2.2.2. Forças

Durante os movimentos de locomoção é necessário considerar as forças existentes na articulação. As forças na articulação tibiofemoral podem atingir nos momentos de locomoção horizontal 5 vezes o peso do corpo. Enquanto a articulação patelo femoral nas mesmas circunstâncias é de cerca de metade do peso do corpo. No entanto, ao subir rampas ou degraus as forças femorotibiais sofrem poucas alterações. Por outro lado as forças patelo-femoral aumentam, chegando a ser duas vezes o peso do corpo. Ao descer pode chegar a 3 vezes o peso do corpo. Ao saltar as forças, na articulação tibiofemoral, podem chegar a 24 vezes o peso corporal, enquanto na patelo-femoral pode chegar a 20 vezes o peso do corpo [Palastanga et al, 1998].

As forças na articulação dependem também do ângulo entre o fêmur e a tíbia (figura 16), joelho valgo e joelho varo. Devido a este ângulo as duas partes da articulação femorotibial (medial e lateral) não são igualmente carregadas.

Com o aumento do ângulo de flexão aumentam as forças de contacto patelo-femorais. As forças que atuam no osso patela tomam orientações diferentes com o aumento do ângulo de flexão, seguem e acompanham a rotação da articulação. A figura 16 ilustra essas forças e como se orientam para vários ângulos de flexão.

Para melhor compreender as forças provenientes dos tendões e visualizar as reações que originam no fêmur, Schindler e Scott usaram o diagrama de corpo livre como representado na figura 17. Neste caso o QTF representa a força dos músculos quadríceps, o PTF representa a força do tendão patelar, o PRF representa a força de reação patelo-femoral, o ICR é o centro de rotação instantâneo e o CG o centro de gravidade da articulação [Schindler e Scott 2011].

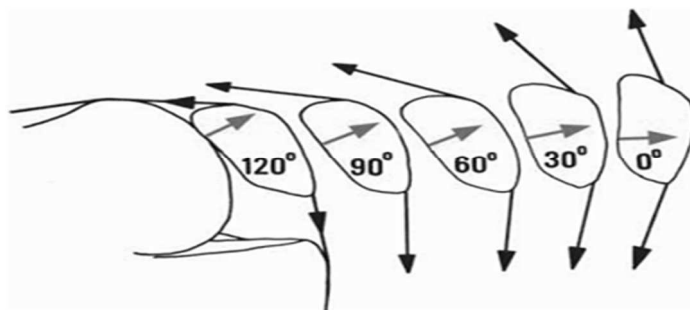


Figura 16 - Orientação das forças, segundo vários ângulos de flexão, que atuam na patela provenientes do tendão do músculo quadríceps e do tendão patelar [Schindler e Scott 2011].

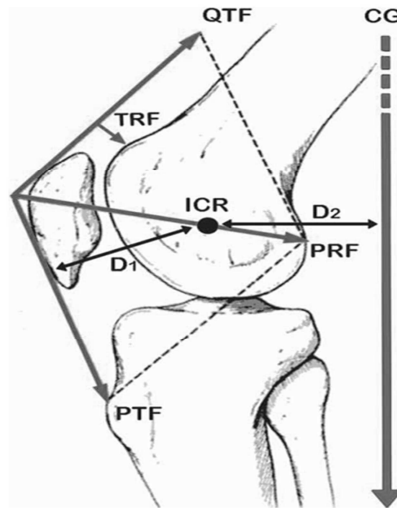


Figura 17 - Diagrama de corpo livre da articulação Patelo-femoral [Schindler e Scott 2011].

Na articulação patelo-femoral a patela, durante os movimentos que exijam ângulos elevados de flexão, está sujeita a grandes esforços como indicado na figura 18. A articulação patelo femoral funciona como um sistema de alavanca. Durante a flexão o braço da alavanca é alongado devido ao eixo de rotação da articulação mover-se posteriormente.

A força de reação patelo-femoral também é influenciada pela área de contacto entre a patela e o fémur pois esta área varia ao longo da flexão.

A articulação tibiofemoral também suporta cargas elevadas, nomeadamente as forças de contato tibiofemorais. Comparando as cargas de contato tibiofemorais e patelo femorais observa-se que a articulação patelo-femoral suporta cargas superiores em ângulos de flexão mais profundos, como mostra a tabela 1.

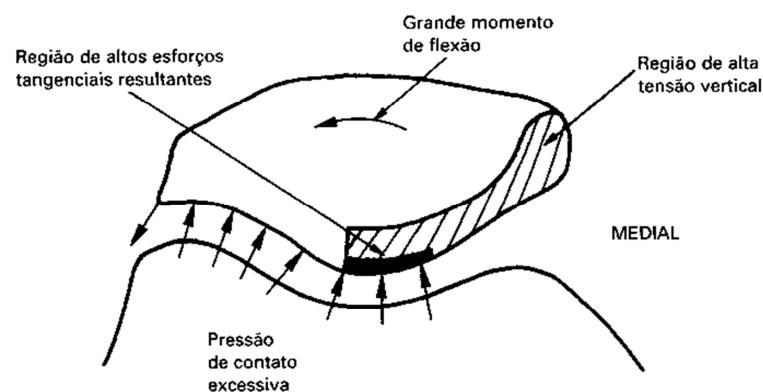


Figura 18 – Padrão dos esforços patelares que podem levar a formação de uma lesão condromalácia na patela [Palastanga et al, 1998].

Tabela 1 – Comparação das forças de contato tibiofemoral e patelo-femoral, para exercícios que utilizam ângulos de flexão diferentes. PF – Patelo-femoral, TF – Tibiofemoral [Matthews et al, 1977].

Autor	Exercício	Ângulo de flexão (graus)	Ângulo PF (graus)	Força Quadríceps (Newton)	Força Contato TF (Newton)	Força de Contato PF (Newton)
[Morrison 1970a; Morrison 1970b]	Marcha	15	38	647	2109	422
	Subir rampa	30	46	785	2786	618
	Descer rampa	15	38	1923	2786	1265
	Subir escadas	45	54	1923	2963	1756
	Descer escadas	60	62	1687	2668	1746
[Smidt 1973]	-	45	54	2433	2325	2207
	-	60	62	2530	2462	2609
	-	90	78	2717	2698	3424

2.2.3. Áreas de contato

Com o movimento de flexão e extensão a patela desliza nos côndilos femorais, alterando o seu ângulo de inclinação e também a sua área de contacto com o fêmur como representado na figura 19.

Na articulação patelo-femoral a área de contato aumenta até aos 90 graus de flexão a partir desse valor volta a diminuir. Esta diminuição aumenta as forças de contacto para ângulos mais elevados. Schindler e Scott criaram a tabela 2 na qual relacionam o ângulo de flexão, área de contato e as forças da reação patelo-femoral [Schindler e Scott 2011].

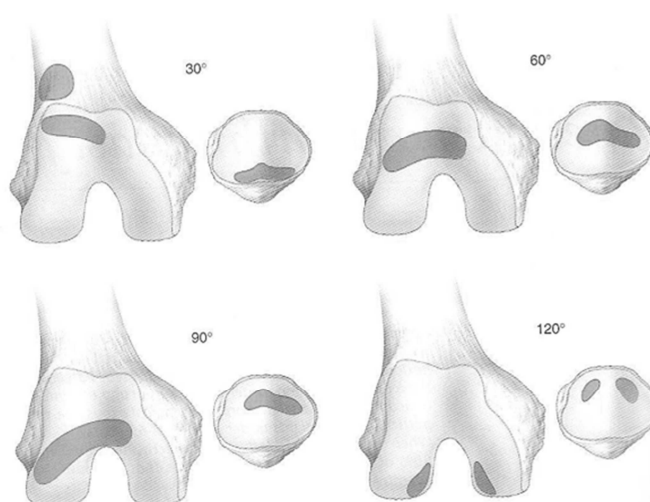


Figura 19 – Área de contacto patelo-femoral para 30, 60, 90 e 120 graus de flexão do joelho [Duparc 2003].

Tabela 2 – Forças estáticas da reação patelo-femoral em relação ao ângulo de flexão do joelho. PF- Patelo-femoral, PRF – Reação patelo-femoral [Schindler e Scott 2011].

Ângulo flexão do joelho (graus)	Área de contato PF média (mm ²)	Percentage m da área de contato total	Força de compressão Tendo-femoral (Newton)	Pico PRF (Newton)	Pico PRF (peso do corpo)	Pico de pressão de contato PF (N/mm2)
0	140	10	0	0	-	-
10	200	15	0	100	0.2	0.5
30	280	20	0	300	0.5	1.1
50	320	23	250	860	1.2	2.7
70	450	32	1300	1810	2.7	4.0
90	350	25	2200	2860	4.2	8.1
110	260	19	4500	3300	4.8	12.7
135	130	9	5800	7500	12.9	57.7

Na articulação tibiofemoral a área de contato também varia ao longo do ângulo de flexão. Tem uma pressão média mais baixa que a patelo-femoral fruto do trabalho dos meniscos que distribuem as cargas pela área articular, evitando pontos de grande pressão e diminuindo gradientes de pressão nesta articulação.

3. Artroplastia patelo-femoral

Artroplastia é a cirurgia em que se realiza a substituição das superfícies articulares danificadas por um implante que substitui a cartilagem, tendo como objetivos principais o alívio da dor e garantir as amplitudes do movimento da articulação.

A articulação patelo-femoral está sujeita a forças elevadas, forças essas, que podem causar fadiga e desgaste na articulação podendo levar à destruição das articulações. Muitas das lesões nesta articulação são causadas por choques violentos que a danificam. Existem também várias doenças que diminuem a eficiência de autorreparação das cartilagens. Para solucionar estes problemas, muitas vezes, os cirurgiões recorrem à artroplastia.

3.1. Revisão da literatura

As primeiras publicações da artroplastia patelo-femoral remontam aos anos 50, altura em que McKeever relatara que a reconstrução da superfície patelar era a melhor opção para o tratamento e alívio de dor da patelektomia. Utilizando um implante metálico na superfície de contacto da patela com o fémur fixo através de um parafuso longitudinal (figura 20). McKeever utilizou este procedimento em mais de quarenta pacientes, com idades entre os 25 e 79 anos (média de 54 anos), e acompanhou-os durante cinco anos. Destes pacientes quatro tiveram falhas devido a infeções, outros 2 a convalescença foi prolongada devido ao uso de próteses demasiado grandes [McKeever 1955]. Levitt compilou vários estudos similares aos de McKeever e a sua conclusão reforçou a ideia de McKeever de que a reconstrução da superfície patelar era a melhor maneira de tratar a osteoartrite grave [Levitt 1973]. Pickett e Stoll documentaram 46 cirurgias com a prótese de McKeever com acompanhamento de 22 anos, em 39 dos pacientes os resultados foram satisfatórios, tanto para o paciente como para o cirurgião [Pickett e Stoll 1979].



Figura 20 - Implante patelar de McKeever [McKeever 1955].

Em 1974, Richards Medical desenvolveu o sistema Bechtol I, que introduziu o conceito da reconstrução da superfície em ambos os lados da articulação patelo-femoral e em 1976, Richards introduziu uma segunda versão do seu sistema que apresentava uma extensão da componente troclear que se estendia até a fossa intercondilar.

Aglietti introduziu uma prótese patelar de polietileno [Aglietti et al, 1975]. Mais tarde Worrell reportou os resultados de uma prótese patelar em cromo-cobalto com tempo curto de acompanhamento após cirurgia [Worrell 1979; Worrell 1986].

Na sequência do trabalho desenvolvido pela Richards Medical, Blazina publicou o primeiro relatório de reconstrução da superfície patelo-femoral no qual a superfície troclear do fêmur e a superfície patelar eram reconstruídas [Blazina et al, 1979]. A utilização das próteses de Blazina na artroplastia patelo-femoral permitia que a cirurgia fosse menos dispendiosa, já que diminuía a dissecação cirúrgica e a ressecção óssea em comparação com a artroplastia total do joelho. Permitia ainda manter os compartimentos tibiofemorais e os ligamentos. Os resultados referidos nos primeiros relatórios destas próteses não foram encorajadores levando a que o conceito fosse praticamente abandonado nos Estados Unidos.

A artroplastia patelo-femoral começou a obter resultados mais convincentes no início da década de 90. Cartier reportou os resultados de 72 pacientes, com acompanhamento pós-operatório médio de 4 anos. Nos pacientes foram utilizadas as próteses da Richards, (Smith & Nephew, Memphis, TN), próteses patelo femorais Patella I e Patella II, estas têm diferentes sistemas de fixação. A Patella I é fixa ao fêmur, na componente troclear, através de um pino de fixação. A Patella II, por sua vez, possui 3 pinos de fixação ao fêmur. Dos 72 pacientes 61 obtiveram resultados excelentes, 5 pacientes obtiveram bons resultados após realização de nova cirurgia para realinhar a patela ou para diminuir o tamanho da prótese [Cartier et al, 1990]. Ainda durante os anos 90, Argenson obteve bons resultados em 84% dos 66 pacientes estudados [Argenson et al, 1995]. Mais tarde, Krajca-Radcliffe estudou 16 pacientes utilizando próteses da Richards (Smith and Nephew) com acompanhamento de 5 a 8 anos, obtendo resultados excelentes em 15 deles [Krajca-Radcliffe e Coker 1996]. No ano seguinte, Mertl estudou 50 pacientes com tempos de acompanhamento superiores a 3 anos, obtendo resultados excelentes em 17 pacientes, 24 bons resultados e 9 pacientes em que a artroplastia falhou [Mertl et al, 1997].

De maneira a comparar os resultados de várias próteses Arnbjornsson e Ryd estudaram 113 joelhos com acompanhamento de 3 a 13 anos utilizando várias próteses. 73 joelhos utilizaram a prótese de Blazina-Bechtel, 18 utilizaram a prótese Lubinus, 12 utilizaram a Patella Richards II e

os restantes 10 pacientes utilizaram modelos de implantes não referenciados. Em 75% dos joelhos os pacientes estavam satisfeitos, 44% não tiveram dores. Os resultados menos positivos aconteceram nos pacientes com condromalácia patelar [Arnbjornsson e Ryd 1998].

De Cloedt estudou 45 pacientes com acompanhamentos entre os 3 e os 12 anos e obteve 9 bons resultados entre os 21 pacientes com mau alinhamento e artrite. Nos 24 pacientes com instabilidade patelo-femoral e displasia troclear 20 obtiveram bons resultados. Os piores resultados aconteceram em pacientes de média idade com osteoartrite, estes tiveram complicações no compartimento tíbio femoral durante o período de acompanhamento [De Cloedt et al, 1999].

Mais recentemente vários autores registraram a evolução e as taxas de sucesso das cirurgias com acompanhamentos mais longos. Em 2010, Van Jonbergen estudou e registou a taxa de sucesso da artroplastia patelo-femoral com a prótese Richards type II em 161 pacientes com osteoartrite isolada, dos joelhos estudados relatam uma taxa de sucesso de 84% a 10 anos e de 69% a 20 anos [van Jonbergen et al, 2010b]. Em 2012, Michael Mont estudou 43 artroplastias realizadas entre 2001 e 2006 com acompanhamento médio de 7 anos e registou uma taxa de sucesso de 95% [Mont et al, 2012]. Sumariamente estão descritos na tabela 3 alguns dos estudos realizados na última década sobre esta cirurgia.

Tabela 3 - Taxas de sucesso da artroplastia patelo-femoral publicadas na última década [Mont et al, 2012].

Autor	Pacientes	M:F	Média de Acompanhamento (meses)	Percentagem Sucesso	Média de Idades (anos)
[Merchant 2004]	15(15)	2:13	45 (27-66)	100	49 (30-81)
[Argenson et al, 2005]	66(66)	31:26	194(144-240)	58	57 (21-82)
[Ackroyd et al, 2007]	83(63)	10:75	62 (60-96)	95,8	68 (46-86)
[Hendrix et al, 2008]	14(14)	4:10	60 (36-87)	85,7	71 (36-80)
[Mohammed et al, 2008]	101(91)	NR	48 (6-96)	95	57 (NR)
[Leadbetter et al, 2009]	70(79)	18:52	36 (24-66)	94,9	58 (34-77)
[van Wagenberg et al, 2009]	24(24)	3:21	58 (24-132)	71	63 (38-81)
[van Jonbergen et al, 2010b]	157(181)	59:98	160 (24-367)	84 a 10 anos	52 (NR)
				69 a 20 anos	
[Odumenya et al, 2010]	50(32)	9:23	63,6 (25-122)	100	66 (42-88)

A taxa de sucesso, dos estudos publicados de artroplastias patelo-femorais varia entre 40 e 90%. Ainda hoje a artroplastia patelo-femoral é um tratamento que cria controvérsia para o

tratamento da osteoartrite avançada. Muitos cirurgiões preferem realizar a artroplastia total do joelho em vez da artroplastia patelo-femoral para obter resultados mais consistentes. Na última década assistiu-se a um aumento significativo do número de estudos publicados, alguns deles com acompanhamentos superiores a 7 anos. Em 2012, Sébastien Lustig compilou vários trabalhos publicados sobre esta artroplastia, desde 1979 até 2012, concluindo que as novas próteses patelo-femorais trouxeram resultados mais satisfatórios a curto e médio prazo, mas ainda são necessários mais estudos com acompanhamentos longos para validar a sua eficácia [Lustig et al, 2012].

Como a artroplastia patelo-femoral é um procedimento localizado grande parte da articulação do joelho como meniscos, côndilos e ligamentos não são afetados pela cirurgia o que permite que esta técnica seja aplicada a pacientes mais jovens e mais ativos. Esta técnica também permite que futuramente seja substituída por uma artroplastia total do joelho.

Em Portugal, nos últimos anos, a articulação do joelho tem recebido alguma importância. Espregueira Mendes e Pessoa publicaram o livro sobre a articulação do joelho [Espregueira-Mendes e Pessoa 2006]. António Completo publicou um estudo sobre a Biomecânica da Prótese do Joelho [Completo 2006]. Susana Meireles publicou um estudo sobre a biomecânica da Prótese Patelo-femoral [Meireles 2008], mais recentemente André Castro recebeu o prémio «Prémios Nunes Correa Verdades de Faria 2010» com o trabalho desenvolvido na dissertação «Development of a new femoral component of patellofemoral prosthesis» [Castro 2009].

3.2. Doenças e patologias que conduzem à artroplastia.

Algumas doenças podem provocar o enfraquecimento dos ossos e a necessidade de uma artroplastia. A artrite traumática, a artrite reumatoide degenerativa, osteoartrite, poliartrite, condro calcinose grave da articulação e displasia induzida por degeneração patelo-femoral são algumas doenças que provocam enfraquecimento da articulação. As artroplastias também podem ser usadas em casos de tentativas anteriores falhadas, ou em casos em que o paciente tenha um histórico de fratura ou luxação da patela.

A síndrome patelo-femoral representada na figura 21 é uma patologia que ainda gera alguma controvérsia sobre o seu tratamento, artroplastia total ou parcial. A origem desta patologia está no desalinhamento da patela em relação ao côndilo femoral. O desalinhamento provoca maior desgaste na articulação.



Figura 21 – Síndrome patelo-femoral [RelayHealth 2012].

As artroplastias também têm as suas limitações e contrariedades. Existem doenças e outros fatores que levam à contra indicação do uso das mesmas. História prévia de infecção na articulação ou casos de infecção local sistemática que podem afetar a articulação protética; Insuficiência de osso, imaturidade esquelética, instabilidade grave, falta de componentes articulares, como meniscos e ligamentos; Artropatia neuropática; Pacientes com úlcera da pele ou história de desagregação recorrentes da pele, devido ao risco de infecção pós operatória ser superior.

3.3. Complicações associadas à artroplastia

As artroplastias, apesar de serem um ato realizado por equipes especializadas, durante a sua realização podem ocorrer complicações. As complicações podem ser de vários tipos: clínicas, mecânicas ou infecções.

A infecção é uma das complicações mais temidas, por isso são tomadas várias medidas profiláticas, tais como, vestuário, drenos, controle do tempo de cirurgia e uso de antibióticos pré operatórios. Essas medidas passam pela detecção e tratamento de fatores de risco, obesidade, diabetes, tratamento de infecções urinárias ou dentárias. No caso da necrose da pele deve ser bem controlada sendo que a sua prevenção é realizada com uma incisão na pele central. Caso não seja

controlada pode ocorrer o risco de transmissão de uma infecção para a articulação protética sendo, nesses casos, necessária nova cirurgia.

Nas complicações mecânicas pode haver aumento de rigidez da articulação, alterações na amplitude de movimento, afrouxamento e desgaste na articulação. Futuramente luxações da prótese ou danos na mesma.

3.4. Implantes patelo-femorais atuais

Hoje em dia são utilizados materiais mais resistentes e mais robustos. A aplicação destes materiais permite espessuras inferiores nas próteses diminuindo desta forma as profundidades de dissecação no osso. São essencialmente três os materiais mais utilizados nas próteses patelo-femorais: ligas de titânio, ligas de cromo-cobalto e aço inoxidável. A grande resistência e o baixo módulo de elasticidade, cerca de 110GPa, fazem com que estas ligas sejam as mais atrativas para implantes, tendo duas vezes mais flexibilidade e mais 30% de resistência à fadiga que o aço inoxidável.

O titânio tem grande afinidade com o oxigénio e consequentemente grande resistência a corrosão. Uma grande desvantagem das ligas de titânio é sua baixa resistência ao desgaste, inviabilizando sua utilização como superfície articular. Mesmo os micromovimentos em caso de instabilidade do implante são suficientes para ocasionar o desgaste por fricção e produzir óxido de titânio que provoca a metalose [Willert et al, 1996].

Estas características habilitam as ligas de titânio (Ti-6Al-4V, ou Ti-6Al-7Nb) para utilização em implantes destinados a fixação biológica, não cimentadas podendo em determinadas regiões do implante ser colocadas superfícies microporosas constituídas por titânio comercial puro (ASTM F67) com o objetivo de facilitar o processo de osteointegração.

Novas ligas e novos processos estão a ser introduzidos, como as Ligas de Titânio β que apresentam módulo de elasticidade baixo (cerca de 80GPa, liga Ti-13Nb-13Zr) [Gomes 2010].

As ligas de Zircônio (Zr-Nb) apresentam propriedades mecânicas muito próximas às ligas de titânio. As suas superfícies são cobertas de óxido de zircônio que é altamente resistente ao desgaste e à corrosão.

Nas ligas de Cromo-Cobalto (ASTM F75, F90, F562, F563 e outras) têm um módulo de elasticidade de 250GPa. O Cromo promove a resistência à corrosão e o Molibdênio produz grãos mais finos. Estas ligas são caracterizadas por elevada resistência mecânica e à corrosão, o que as valida para o uso em implantes protéticos. A elevada dureza permite o uso como superfície

articular constituindo assim o par tribológico com o polietileno ou com a própria liga metálica (articulação metal-metal). Apresenta como desvantagem a grande dificuldade para serem maquinados. A elevada rigidez e, portanto, a maior resiliência pode originar o efeito de *stress shielding*, mais notado em implantes não cimentados.

O cimento ósseo (PMMA), utilizado desde há cerca de 50 anos com o objetivo de acoplar implantes ao tecido ósseo adjacente é uma resina acrílica resultante da polimerização do metacrilato de metila (MMA) [Charnley 1979].

Do ponto de vista mecânico o PMMA é um sólido com características viscoelástica, de baixa rigidez, módulo de elasticidade de 2.3GPa, comparado com o osso cortical, 16GPa. Porém, quando comparado a outros polímeros (como por exemplo, o polietileno) apresenta grande rigidez e baixa ductilidade [James et al, 1992]. Estas propriedades devem ser consideradas perante sua utilização nas artroplastias que requerem uma atuação como transmissor de forças do implante para os tecidos adjacentes [Jasty et al, 1991; Havelin et al, 1995].

Com características viscoelásticas o cimento pode fluir e assim permitir a migração de implantes muito embora a fluência no manto de cimento seja de pequena magnitude frente ao que se observa em situações clínicas [Verdonschot e Huiskes 1997].

Cada vez mais cirurgias seguem a via da artroplastia patelo-femoral, para responder às necessidades dos pacientes. O número de fabricantes de próteses patelo-femorais tem vindo a aumentar, permitindo que o leque de opções sofresse um acréscimo. Segundo Sébastien Lustig as próteses atuais carecem de estudos e acompanhamentos longos para validar a sua eficácia [Lustig et al, 2012].

Com a evolução das próteses evoluíram também os acessórios de cirurgia e colocação da prótese. Cada fabricante criou os seus acessórios para facilitar a colocação dos implantes. Estes acessórios permitem que as dissecções do osso sejam menos invasivas e mais detalhadas diminuindo o risco de falha da cirurgia. Na figura 22 está representado um dos acessórios pertencentes ao implante da Zimmer.

Cada fabricante procura a melhor ligação geometria-material dos seus implantes, alguns utilizam ligas de titânio, outros ligas de cromo-cobalto ou ligas de zircónio.

No implante patelar as várias empresas apostam no mesmo material e formas equivalentes. Utilizam forma arredondada e com um, três ou quatro pinos de fixação à patela como representado na figura 23. O material utilizado é o *Ultra High Molecular Weight Polyethylene*, UHMWPE (ASTM F648).

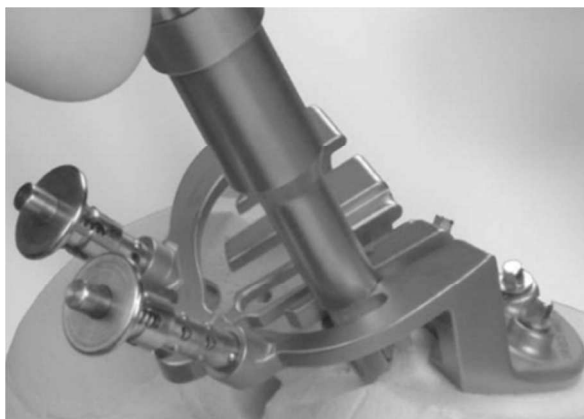


Figura 22 – Acessórios de cirurgia patelo-femoral, (acessório da Zimmer) [Zimmer 2009].



Figura 23 – Implante patelar de três pinos [Biomet 2010].

A Biomet, na prótese patelo-femoral indicada na figura 24, utiliza ligas de titânio e de cromo-cobalto. A prótese tem apenas um pino de fixação e cavidades profundas para enchimento com cimento ósseo. No que se refere à geometria esta é a prótese que mais se estende na incisura intercondiliana.

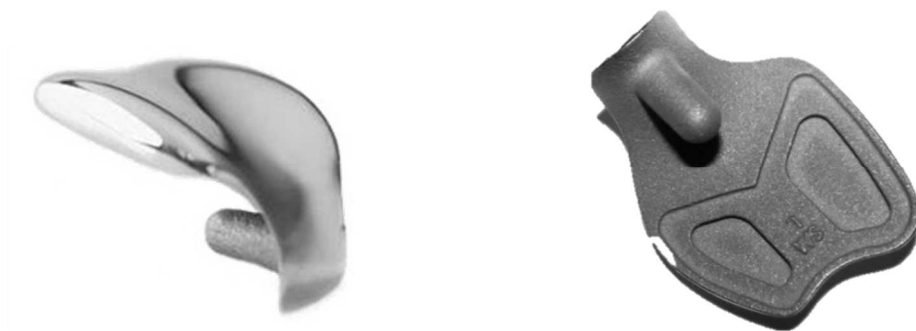


Figura 24 – Prótese patelo-femoral, VANGUARD® PFR, do fabricante Biomet [Biomet 2010].

A empresa Smith & Nephew utiliza a prótese Journey exposta na figura 25 para a artroplastia patelo-femoral. O material utilizado é uma liga de Zircônio com superfície cerâmica,

óxido de zircônio. Esta prótese tem 4 pinos de fixação e pequenas cavidades para enchimento com o cimento. É a prótese transversalmente mais longa. Os pinos de fixação não são paralelos, os três posteriores são paralelos, mas o anterior tem uma pequena inclinação que cria o ângulo alfa (α) com os pinos posteriores.

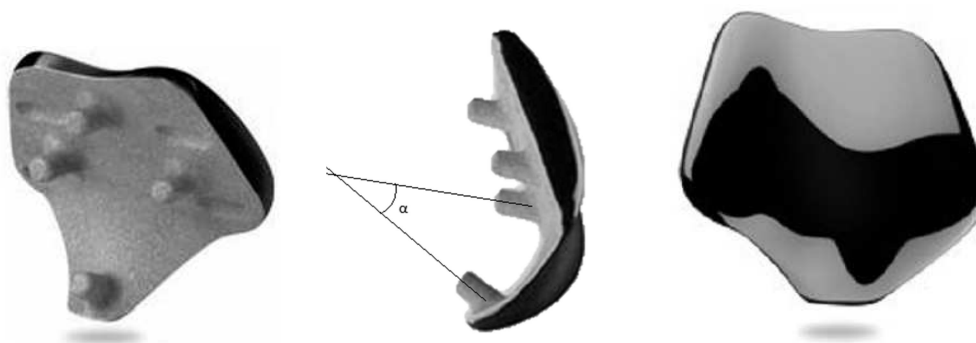


Figura 25 - Prótese patelo-femoral, Journey, do fabricante Smith & Nephew [Smith&Nephew 2007].

A empresa americana Zimmer criou a prótese Zimmer Gender Solutions Patello-Femoral Joint (PFJ) System. A prótese é produzida em ligas de Crômio-Cobalto-Molibdênio. Esta tem três pinos de fixação e cavidades para cobrir com o cimento ósseo. Tem ainda um quarto pino que é a extensão da sua superfície em direção à incisura intercondiliana.



Figura 26 - Prótese patelo-femoral, Zimmer Gender Solutions *Patello-Femoral Joint (PFJ) System*, do fabricante Zimmer [Zimmer 2009].

O implante Hermes representado na figura 27 é a proposta patelo-femoral fornecida pela Ceraver e tem geometria algo idêntica à prótese Vanguard tendo também um único pino de fixação, porém o pino tem geometria diferente, imitando a junção de três esferas.



Figura 27 - Prótese patelo-femoral, Hermes, do fabricante Ceraver [Ceraver 2012].

Outra proposta de implante patelo-femoral, disponível no mercado apresentada pela empresa Arthrosurface é a prótese Hemicap, representada na figura 28. É manufatura em ligas de titânio e de Crômio-Cobalto. Esta apresenta um sistema de fixação diferente é aparafusada ao fêmur.

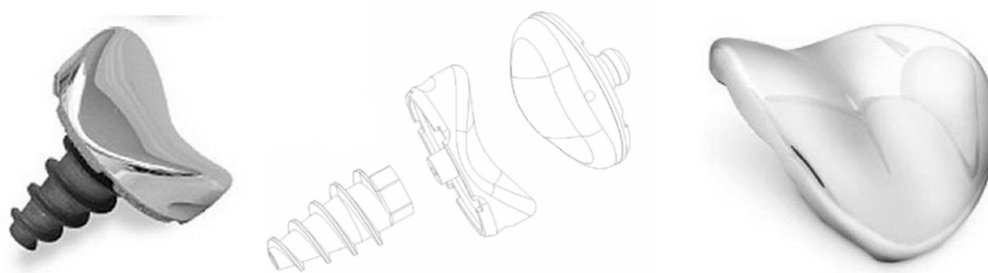


Figura 28 - Prótese patelo-femoral, Hemicap, do fabricante Arthrosurface [Arthrosurface 2011].

O implante Avon, da Stryker, exposto na figura 29, utiliza fixação cimentada com quatro pinos de fixação e é manufaturada em liga de Crômio-Cobalto. Arckroyd publicou um estudo com 5,2 anos de acompanhamento e taxa de sucesso de 80% [Ackroyd et al, 2007]. Leadbetter publicou um estudo com acompanhamento de 3 anos e indicou uma taxa de sucesso de 84% [Leadbetter et al, 2009].



Figura 29 - Prótese patelo-femoral, Avon, do fabricante Stryker [Stryker 2012].

4. Avaliação com modelos numéricos das próteses patelo-femorais

4.1. Introdução

Neste capítulo procedeu-se a uma avaliação comparativa de três diferentes modelos comerciais de implantes patelo-femorais; Journey (Smith&Nephew), Vangurad (Biomet) e PFJ Zimmer (Zimmer Inc). Esta avaliação comparativa centrou-se na análise a conjunto de parâmetros biomecânicos não passíveis de serem analisados com recurso a técnicas experimentais tais como: a distribuição da deformação no osso esponjoso na zona distal do fémur, os níveis da tensão no cimento-ósseo utilizado na fixação dos implantes ao osso esponjoso e a relação destes parâmetros com a longevidade da artroplastia para cada modelo. Por forma a avaliar duas situações temporais após a artroplastia, estes parâmetros biomecânicos foram analisados primeiramente para uma situação de curto-termo após a artroplastia, onde o cimento-ósseo foi considerado rigidamente ligado ao osso, enquanto para a situação representativa do longo termo após artroplastia, o cimento-ósseo foi considerado apenas em contato/atrito com o osso, representativa de um efeito de descolamento da interface cimento-osso. Todos os resultados dos parâmetros analisados, além de serem comparados entre os diferentes modelos dos implantes, foram também comparados com o modelo do fémur nativo, isto é, sem implante. Para o desenvolvimento destes modelos numéricos utilizaram-se imagens médicas de tomografia axial computadorizada (TAC) de um joelho de um paciente do género feminino com 22 anos de idade saudável que foram segmentadas através de *software* de tratamento imagem e depois convertidas em modelos de CAD e modelos de elementos finitos com recurso a *software* apropriados descritos de seguida.

4.2. Materiais e métodos

4.2.1. Modelos geométricos

A Tomografia Axial Computorizada é uma técnica não invasiva que consiste na captação de imagens de alta definição recorrendo ao raio-X. É utilizada para aquisição de exames de diagnóstico. A imagem é obtida numa escala de cinzentos onde cada cinzento corresponde a uma densidade diferente possibilitando a identificação dos elementos do corpo. Cada imagem de uma TAC corresponde à imagem de uma seção transversal do corpo. No caso do presente trabalho, a cada 0,5 milímetros de varrimento foi captada uma imagem. Estas imagens de TAC do joelho foram cedidas pela CENTAC, Centro Tomografia Computorizada de Aveiro, Lda, no formato Dicom.

O *software* de reconstrução de imagens médicas utilizado foi o Scan IP 4.2 (Simpleware, Reino Unido). O ScanIP permite filtrar a imagem por intervalos de cinzento, de 0 a 255. O zero corresponde ao preto e o 255 ao branco. Sendo o branco correspondente aos elementos mais densos e o preto aos de menor densidade. No ScanIP, após importar as imagens, escolheu-se o filtro do tipo osso (*bones*) para que o programa automaticamente fizesse a seleção correspondente à parte óssea. Após isso, através de máscaras, filtrou-se a imagem de maneira a ficar apenas o osso cortical e parte do osso esponjoso utilizando um intervalo de tons de cinzento de 112 a 255. Por forma a selecionar apenas o fémur aplicaram-se as máscaras “paint” e “unpaint” e desta forma eliminou-se os ossos desnecessários ou seja a patela e a tíbia (figura 30). Gerou-se outra máscara, agora com o objetivo de extrair apenas o fémur cortical e para isso utilizou-se um intervalo mais estreito, de 250 a 255. Depois subtraiu-se as máscaras obtendo separadamente dois modelos geométricos: o osso esponjoso e o osso cortical. De seguida estes modelos em formato stl foram importados para a aplicação CATIA V5R19 (Dassault Systemes, França).

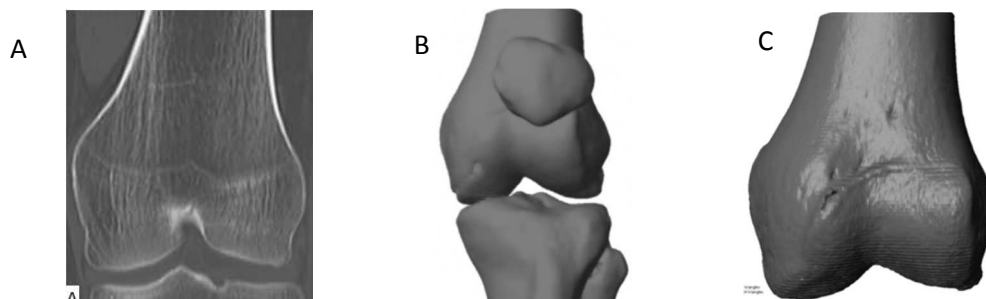


Figura 30 – Modelos geométricos obtidos das imagens TAC. A – Modelo completo, ainda com fémur, patela, tíbia e fíbula; B – Modelo com fémur e patela; C – Modelo com fémur.

Após a obtenção dos volumes correspondentes aos ossos esponjoso e ao osso cortical procedeu-se a utilização das ferramentas apropriadas para a obtenção primeiramente de um modelo de superfícies e posteriormente de um sólido para cada parte óssea (figura 31).

Os modelos tridimensionais das próteses foram obtidos por digitalização, utilizou-se para o efeito o scâner 3d laser, Roland Picza 3D Laser Scanner (Roland DG LTD, Reino Unido). Posteriormente importou-se os ficheiros obtidos do *scanner* para o *software* CATIA, como nuvem de pontos. No *software* CATIA converteu-se a nuvem de pontos num modelo de triângulos e tratou-se de modo a eliminar os elementos desnecessários e as imperfeições existentes na digitalização. Do modelo de triângulos passou-se para o modelo de superfícies recorrendo aos subprogramas do CATIA, nomeadamente, *Digitized Shape Edition* e *Generative Shape Design*. Neste último, utilizou-se principalmente as ferramentas *multi-section*, *blend* e *split* para obter as superfícies. Para criar o modelo sólido utilizou-se o subprograma *Part Design* (figura 32).

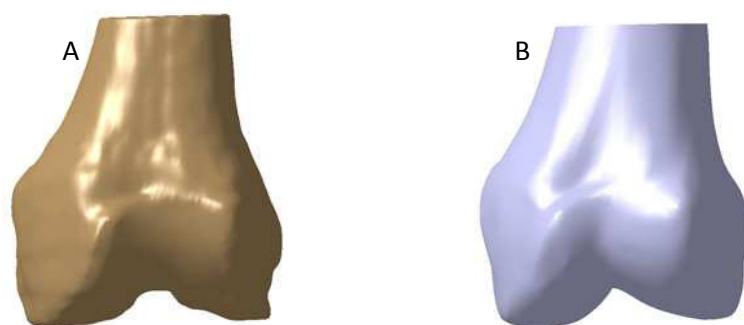


Figura 31 - Modelos obtidos após importação e tratamento no CATIA. A – Modelo importado do ScanIP em formato stl; B- Modelo sólido do fémur.

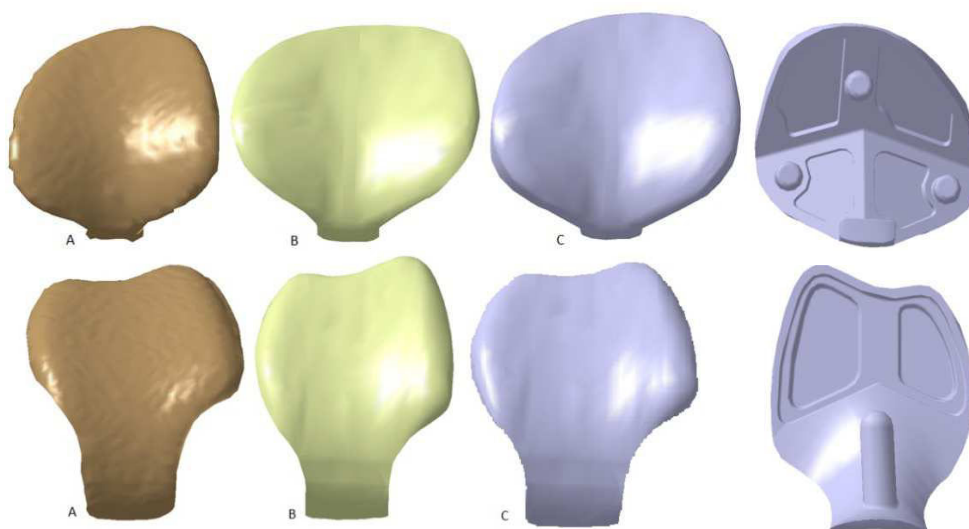


Figura 32 - Modelo geométrico da Prótese Zimmer em cima e Vanguard em baixo. A – Nuvem de pontos; B – Prótese em superfície; C - Prótese em modelo sólido.

O modelo geométrico da prótese Journey da Smith & Nephew, já se encontrava criado [Meireles 2008] (figura 33).

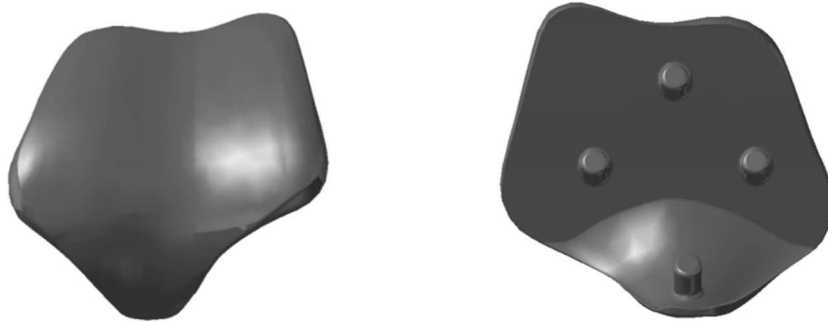


Figura 33 - Modelo geométrico da Prótese Journey, Smith & Nephew.

Na geração das geometrias dos modelos implantados realizou-se cortes ósseos adaptados a cada modelo de implante. Efetuou-se os cortes ósseos de acordo com o recomendado nos guias cirúrgicos de cada um dos fabricantes. De forma a avaliar-se comparativamente cada modelo implantado com o mesmo modelo do fêmur sem implante (intacto) procedeu-se à criação de um modelo intacto do fêmur constituído por duas partes que se unem na zona do corte ósseo do modelo implantado. Esta operação permite que posteriormente, aquando da avaliação dos resultados dos diferentes parâmetros biomecânicos analisados, se possa comparar na mesma localização o implantado e o intacto. Modelou-se o cimento de acordo com os cortes realizados nos ossos, com uma espessura média de dois milímetros, unindo toda a superfície da prótese às superfícies cortadas do osso esponjoso e cortical.

Na figura 34 encontram-se representados os cortes ósseos para os três modelos de implantes analisados. Estes cortes estão de acordo com a técnica cirúrgica recomendada por cada fabricante Smith & Nephew, Zimmer e Biomet [Smith&Nephew 2007; Zimmer 2009; Biomet 2010]. Na mesma figura encontra-se representado o modelo intacto associado à superfície de corte correspondente ao modelo implantado.

Após realizados os cortes ósseos procedeu-se à montagem dos modelos colocando o cimento em contacto com as superfícies cortadas dos ossos. Seguidamente colocou-se cada implante sobre o manto de cimento. A geometria do manto de cimento ósseo utilizado para a fixação de cada modelo estudado encontra-se representada na figura 35.

O modelo geométrico da patela utilizado para aplicação da força sobre as superfícies articular dos diferentes implantes foi obtido por modelação, tendo por base os modelos comerciais existentes no mercado, estes têm uma geometria bastante simples.

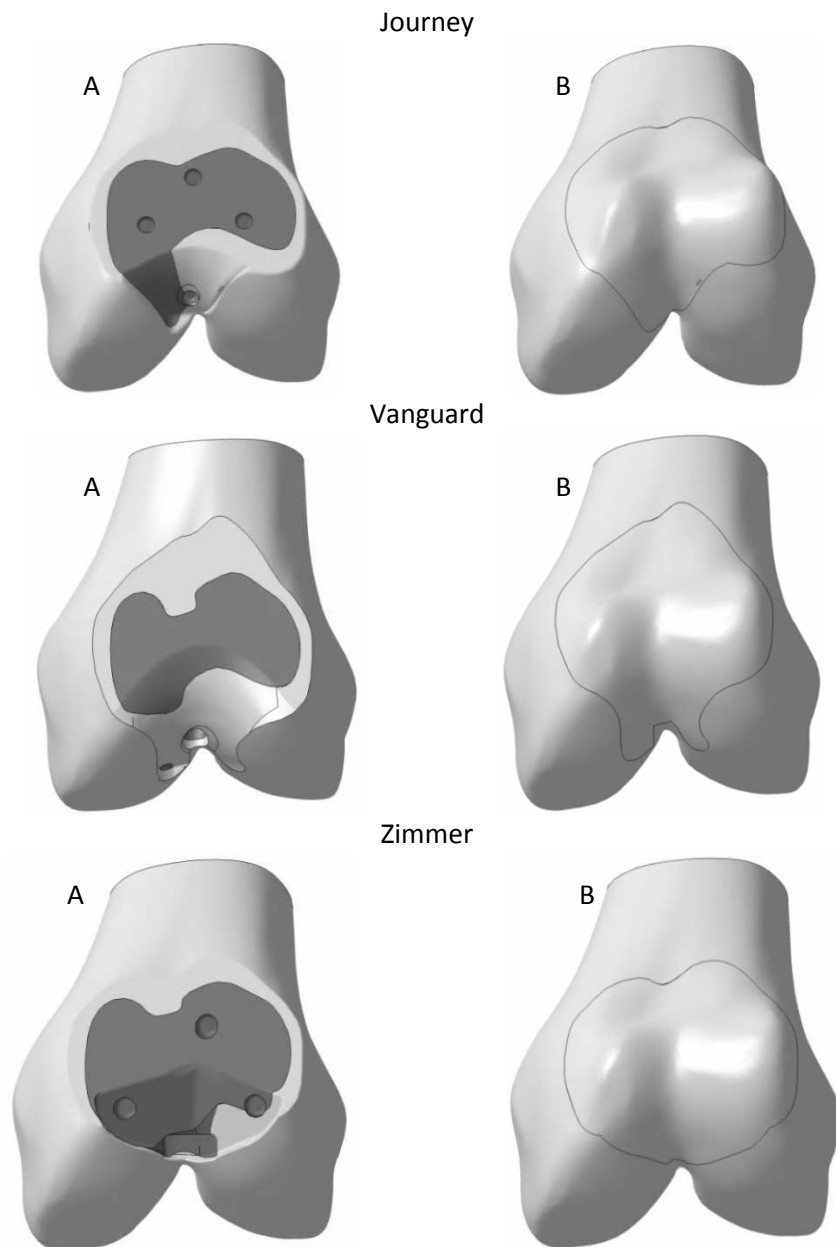


Figura 34 - Cortes ósseos no osso esponjoso e cortical (A) e modelo intacto (B) para cada um dos modelos analisados.

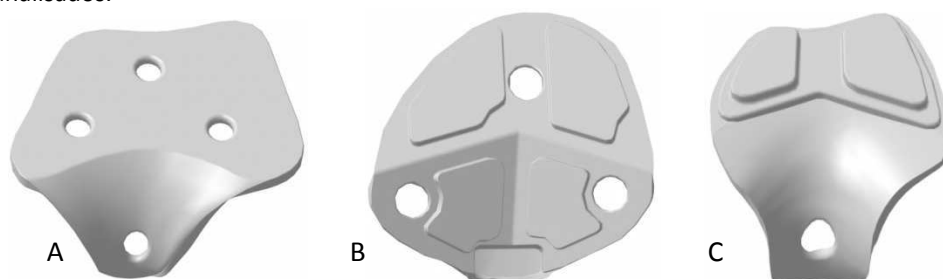


Figura 35 - Representação da geometria do manto de cimento ósseo associado a cada implante (A) Journey, (B) Zimmer e (C) Vanguard.

4.2.2. Modelos numéricos

O *software* utilizado para o desenvolvimento dos modelos numéricos e respetivas simulações foi o CATIA V5R19 da (Dassault Systemes, França). Utilizou-se o subprograma de montagem (Assembly Design) para fazer a montagem dos modelos. Seguidamente utilizou-se os subprogramas de análise e simulação (Analysis & Simulation) para criar as malhas (Advanced Meshing Tools) e definir as condições de fronteira e de contacto e finalmente correr as simulações (Generative Strutural Analysis).

A criação de malhas foi efetuada, como referido anteriormente, usando o subprograma do *software* CATIA, *Advanced Meshing Tools*. A melhor malha é a que fornece os melhores resultados sem comprometer o tempo de simulação. Neste sentido e com base em trabalhos anteriores [Meireles 2008; Castro 2009; van Jonbergen et al, 2012], o tipo de elemento utilizado foi o tetraédrico de 6 nós com um tamanho médio 2 milímetros. Começou-se por criar as malhas de superfície (2D) com 2 milímetros refinando nas zonas dos furos de fixação e pinos dos implantes. Posteriormente, partindo da malha de superfície, criaram-se as malhas tetraédricas (3D) tendo por base as malhas de superfície, obtendo a malha representada na figura 36.

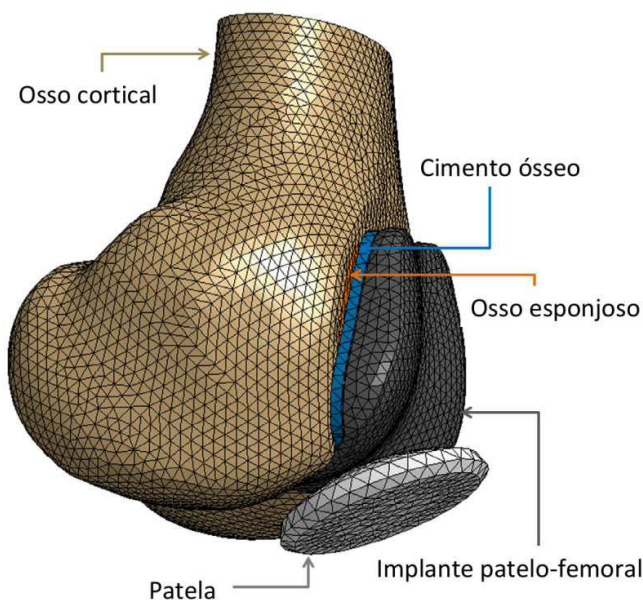


Figura 36 – Aspeto do modelo numérico após aplicadas as definições da malha.

O número de nós e elementos utilizados nas simulações estão representados na tabela 4 para cada modelo de implante analisado na sua condição de intacto e implantado.

As condições de fronteiras aplicadas procuram replicar três atividades fisiológicas distintas: ciclo marcha e subida de escada [Morrison 1970a; Morrison 1970b] e agachamento profundo [Smidt 1973] a que corresponderam os 3 casos de carga analisados. Para a primeira atividade relacionada com o ciclo de marcha foi considerado um ângulo de flexão do joelho de 15 graus com a patela situada numa posição mais proximal dos côndilos femorais. Para a segunda atividade, relacionada com a subida de escadas, utilizou-se um ângulo de flexão de 45 graus com patela numa posição mais distal dos côndilos femorais. Por fim, para a terceira atividade o agachamento profundo, utilizou-se um ângulo de flexão de 90 graus com patela a aproximar-se da fossa intercondiliana (figura 37).

Tabela 4 – Número de nós e elementos utilizados nas simulações.

	Modelo	Número de nós	Número de elementos
Journey	Implantado	23596	97147
	Intacto	23688	97447
Vanguard	Implantado	25912	106644
	Intacto	23479	96063
Zimmer	Implantado	27540	114264
	Intacto	23168	95232

As magnitudes das forças de contacto na articulação tibiofemoral (FCTF) e patelo-femoral (FCPT) utilizadas nos modelos numéricos para simular as três atividades analisadas basearam-se no trabalho de Matthews e encontram-se representados na tabela 5 [Matthews et al, 1977].

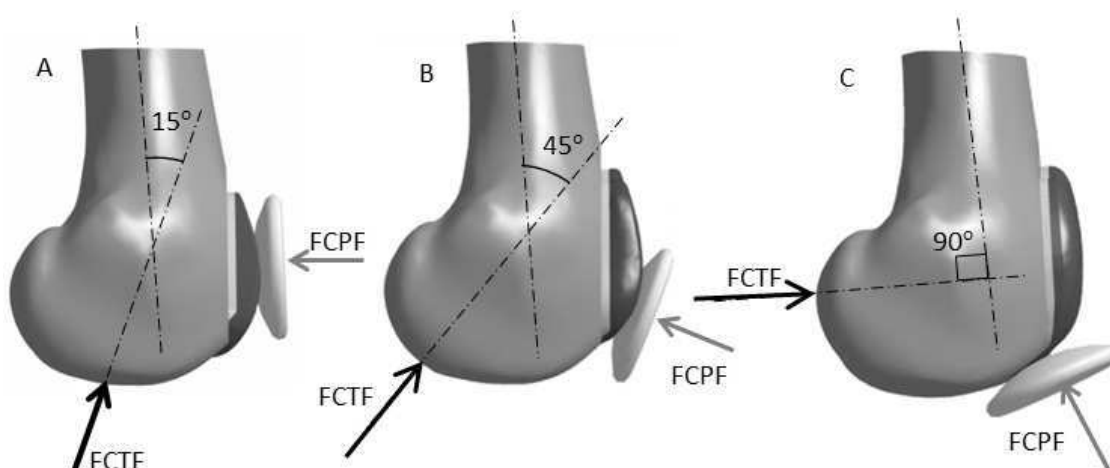


Figura 37 - Representação esquemática das direções das forças de contacto tibiofemoral (FCTF) e patelo-femoral (FCPT) aplicadas aos modelos para cada uma das atividades (casos de carga) analisadas, (A) – Ciclo de marcha; (B) – Subir escadas; (C) – Agachamento.

A zona de contacto da articulação tibiofemoral, assim como, a zona de contacto da articulação patelo-femoral alteram para cada uma das atividades como se evidencia na figura 41.

Tabela 5 – Forças utilizadas na simulação dos modelos numéricos [Matthews et al, 1977].

Autor	Exercício	Ângulo de flexão do joelho (graus)	Ângulo mecanismo Patelo-femoral (graus)	Força de Contato Tibiofemoral (FCTF) (Newton)	Força de Contato Patelo-femoral (FCPF) (Newton)
[Morrison 1970a; Morrison 1970b]	Marcha	15	38	2109	422
	Subir escadas	45	54	2963	1756
[Smidt 1973]	Agachamento	90	78	2698	3424

Os movimentos da patela foram restringidos, tanto na rotação como translação, com exceção da translação segundo a direção da aplicação da força patelo-femoral. A extremidade proximal do fémur foi encastrada, bloqueando qualquer grau de liberdade.

Relativamente aos materiais das diferentes estruturas dos modelos numéricos utilizados foram considerados todos isotrópicos e com comportamento linear elástico. Na tabela 6 encontram-se indicados os módulos de elasticidade e coeficientes de Poisson utilizados para cada material.

Tabela 6 – Propriedades mecânicas dos modelos utilizados [Completo 2006; Meireles 2008].

Elemento	Material	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson
Osso cortical	Osso cortical	12,4	0,3
Osso esponjoso	Osso esponjoso	0,104	0,3
Cimento ósseo	PMMA	2,28	0,3
Journey	Oxinium	74	0,35
Vanguard	CoCrMo (ASTM F75)	220	0,3
Zimmer	CoCrMo (ASTM F75)	220	0,3
Patela	UHMWPE	0,5	0,3

Um dos objetivos deste trabalho é o estudo dos diferentes parâmetros biomecânicos representativos de duas condições temporais após a artroplastia; uma representativa do curto termo após a artroplastia, em que é pressuposto uma ligação rígida entre o manto de cimento e o osso esponjoso (modelo a curto termo), e outra representativa do mais longo termo em que

neste caso é considerando que o manto de cimento se solta do osso mas mantém uma certa resistência ao deslizamento por efeito da interdigitação do cimento ósseo nas trabéculas do osso esponjoso (modelo a longo termo), consideraram-se para esse efeito diferentes condições de interface/contacto entre os diferentes estruturas dos modelos. Além destes dois modelos representativos de diferentes condições temporais (curto e longo termo) analisou-se também o modelo intacto para efeitos comparativos.

Para simular o modelo intacto, utilizou-se na interface osso-osso representativa da superfície do corte ósseo dos modelos implantados, propriedade de contato do tipo rigidamente ligado ou colado (Fasten Connection Property) como indicado na tabela 5. Para o contato entre a patela e o osso cortical foi selecionada uma condição de contacto do tipo deslizante sem atrito (Slider Connection Property).

Na simulação que teve como objetivo estudar o comportamento a curto termo (modelo curto prazo), o cimento foi considerado rigidamente ligado osso esponjoso (Fastened connection property). Os interfaces cimento-implante, implante-osso e osso esponjoso-osso cortical foram considerados rigidamente ligados (Fastened connection property). O contato entre a patela e o implante foi considerado sem atrito e deslizante (Slider connection property).

Para a simulação do comportamento do modelo a longo termo, situação em que pode ocorrer um descolamento do manto do cimento do osso, foi considerado na interface entre o cimento ósseo e o osso esponjoso um valor do coeficiente de atrito de 1 ($\mu=1$). Este valor deve-se ao fato de o cimento preencher as cavidades trabeculares do osso esponjoso impedindo o implante de deslizar, mas poder separa-se da superfície do osso. O cimento ósseo perde assim o efeito de ligação rígida (colagem) e passa a ter uma função de apoio, efeito cunha. [Completo 2006]. O interface entre cimento e o implante foi considerado em contacto com atrito com um valor de $\mu=0,25$, também as zonas de contacto entre o implante e o osso foram consideradas em atrito com coeficiente de atrito $\mu=0,3$, o contato entre osso esponjoso e cortical foi considerado colado, como resumido na tabela 7. Nestas simulações também utilizou-se o contato deslizante (Slider connection property) entre a patela e a prótese. O contato entre osso esponjoso e cortical foi colado (Fastened connection property).

Em todos os modelos foram avaliados os padrões das deformações principais mínimas e máximas no osso esponjoso em que foram comparadas entre os diferentes modelos de implantes e também com o modelo intacto para a condição representativa da artroplastia a curto e longo termo. Também foram avaliadas os padrões de tensão de von Mises no cimento ósseo para os diferentes modelos estudados para a condição representativa da artroplastia a curto e longo termo.

Tabela 7 - Coeficientes de atrito utilizados nos contatos do modelo de longo termo [Completo 2006; Castro 2009].

	Osso Esponjoso	Osso Cortical	Implante	Cimento
Osso Esponjoso	-	Colado	$\mu=0,3$	$\mu=1$
Osso Cortical	-	-	$\mu=0,3$	$\mu=1$
Implante	-	-	-	$\mu=0,25$

Finalmente, e apenas para os modelos representativos do longo termo, foram quantificados os micromovimentos entre o cimento ósseo e osso esponjoso. Para a avaliação destes micromovimentos aquando da geração da malha de elementos finitos criaram-se no osso e cimento linhas de nós (X1, X2 e X3) perfeitamente alinhados como mostra a figura 38.

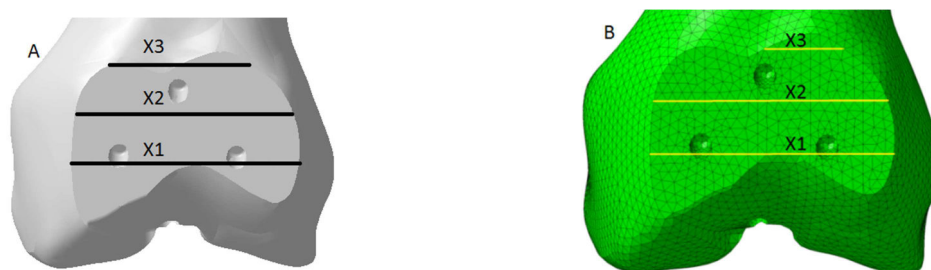


Figura 38 – Linhas no osso esponjoso (A), alinhamentos de nós (B).

4.3. Resultados

4.3.1. Deformações principais no osso esponjoso

4.3.1.1. Atividade de ciclo de marcha

Os resultados das deformações principais máximas (ϵ_1) e deformações principais mínimas (ϵ_2) no ciclo de marcha para os modelos intactos e implantados representativos do curto termo encontram-se representados na figura 39 e figura 40.

As deformações principais máximas (ϵ_1) encontram-se representadas na figura 39. O modelo intacto Journey apresenta um pico de ϵ_1 de 1438×10^{-6} m/m, o modelo intacto Vanguard tem pico de ϵ_1 de 1842×10^{-6} m/m e o intacto Zimmer apresenta como valor máximo de ϵ_1 976×10^{-6} m/m. O modelo implantado Journey tem um pico de ϵ_1 com 2638×10^{-6} m/m na zona distal, o

modelo Vanguard apresenta o pico na zona distal lateral com 1634×10^{-6} m/m e o modelo da Zimmer apresenta valores de pico de ϵ_1 de 9393×10^{-6} m/m na zona medial.

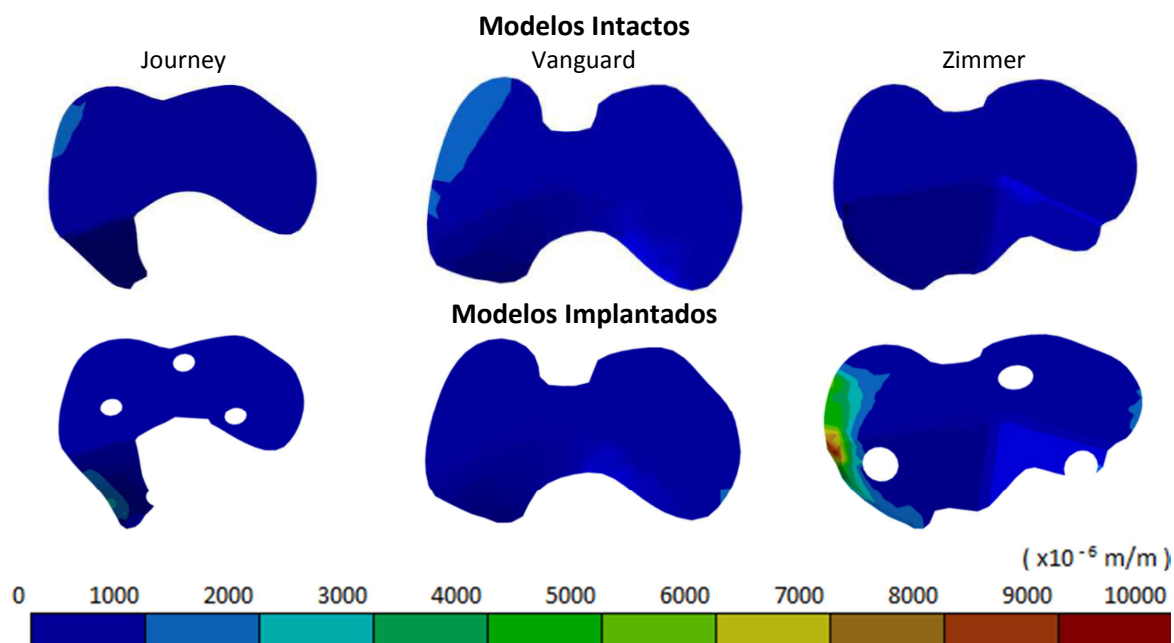


Figura 39 - Deformações principais máximas (ϵ_1) no osso esponjoso para o ciclo de marcha nos modelos representativos da situação de curto termo.

Na análise às deformações principais mínimas (ϵ_2) representadas na figura 40, os três modelos intactos apresentam valores de pico de ϵ_2 nominal próximo de -2370×10^{-6} m/m. Nos implantados, o modelo Journey mostra ϵ_2 nominais de pico com valor de -2590×10^{-6} m/m. O modelo implantado Vanguard expõe o pico nominal de ϵ_2 com -1853×10^{-6} m/m. O modelo implantado da Zimmer apresenta um pico medial de ϵ_2 com -8190×10^{-6} m/m e apresenta também na zona medial 13% da área de contacto com o cimento entre -2000×10^{-6} m/m e -8000×10^{-6} m/m.

Os resultados das deformações principais máximas (ϵ_1) e mínimas (ϵ_2) resultantes do ciclo de marcha para os modelos intactos e implantados representativos da situação do longo termo encontram-se representados na figura 41 e figura 42.

As deformações principais máximas (ϵ_1) estão representadas na figura 41. O modelo intacto Journey apresenta valor de pico de ϵ_1 com 1438×10^{-6} m/m, o modelo intacto Vanguard expõe valor do pico de ϵ_1 com 1842×10^{-6} m/m e o intacto Zimmer apresenta o pico de ϵ_1 com 976×10^{-6} m/m. O modelo implantado Journey apresenta o pico de ϵ_1 com valor de 13720×10^{-6} m/m no furo medial e 7% da área de contacto com o cimento com valores de ϵ_1 entre 5600×10^{-6} m/m e 13720×10^{-6} m/m na zona dos furos de fixação do implante. O modelo implantado Vanguard

apresenta um pico de ϵ_1 com 2065×10^{-6} m/m na zona lateral. O modelo implantado Zimmer apresenta 96% da área de contacto com o cimento com deformações inferiores a 5600×10^{-6} m/m e um pico na zona distal com valor de 11540×10^{-6} m/m.

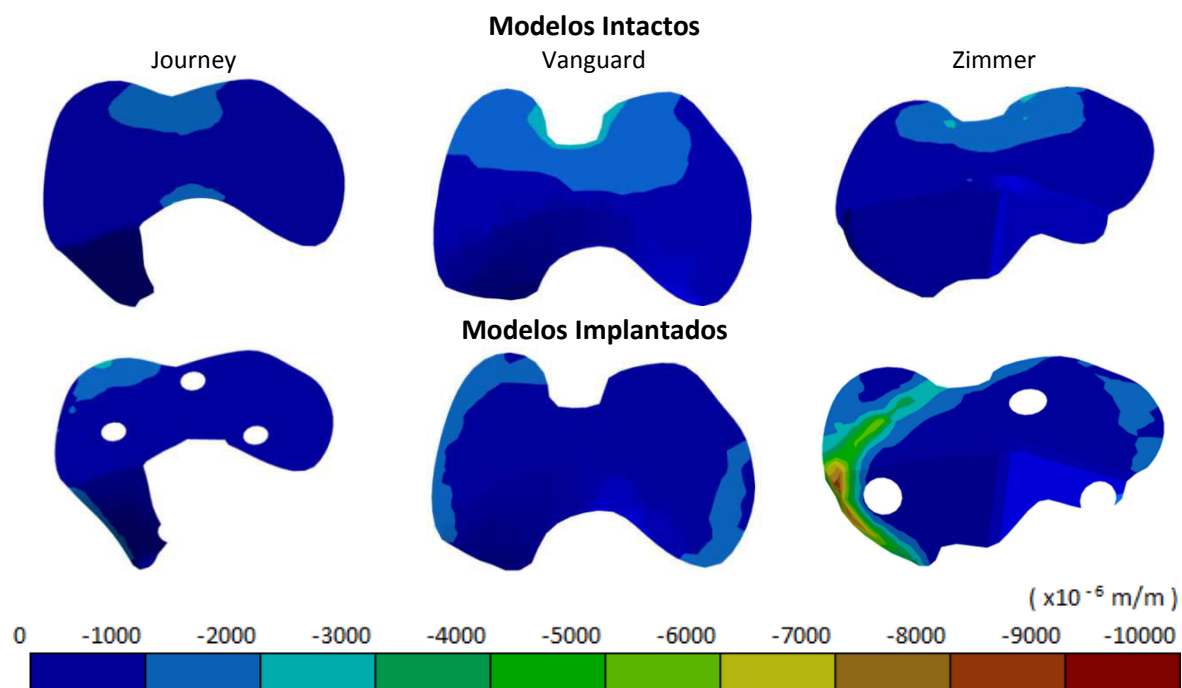


Figura 40 - Deformações principais mínimas (ϵ_2) no osso esponjoso para o ciclo de marcha nos modelos representativos da situação de curto termo.

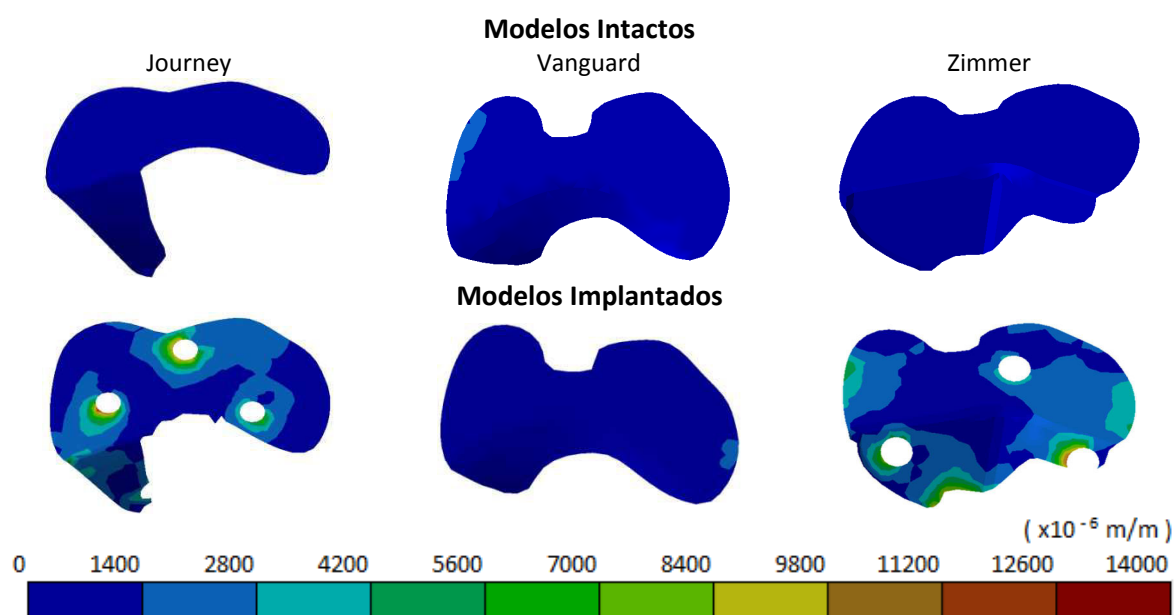


Figura 41 - Deformações principais máximas (ϵ_1) no osso esponjoso para o ciclo de marcha nos modelos representativos da situação de longo termo.

As deformações principais mínimas (ϵ_2) no modelo representativo da situação de longo termo encontram-se apresentadas na figura 42. Os modelos intactos apresentam valores médios de deformações principais mínimas (ϵ_2) de -2370×10^{-6} m/m. O modelo implantado Journey apresenta um pico de -23460×10^{-6} m/m e apresenta 7% da área de contacto com o cimento com valores entre -7000×10^{-6} m/m e os -23460×10^{-6} m/m situados na zona distal junto aos furos de fixação. O modelo implantado Vanguard exhibe o pico de -10179×10^{-6} m/m e apresenta 4% da área de contacto com o cimento com valores entre -7000×10^{-6} m/m e os -10179×10^{-6} m/m situados na zona lateral e medial distal. O modelo implantado Zimmer possui o pico de deformação de -21722×10^{-6} m/m e 6% da área de contacto com o cimento junto aos furos de fixação distais entre -7000×10^{-6} m/m e -21722×10^{-6} m/m.

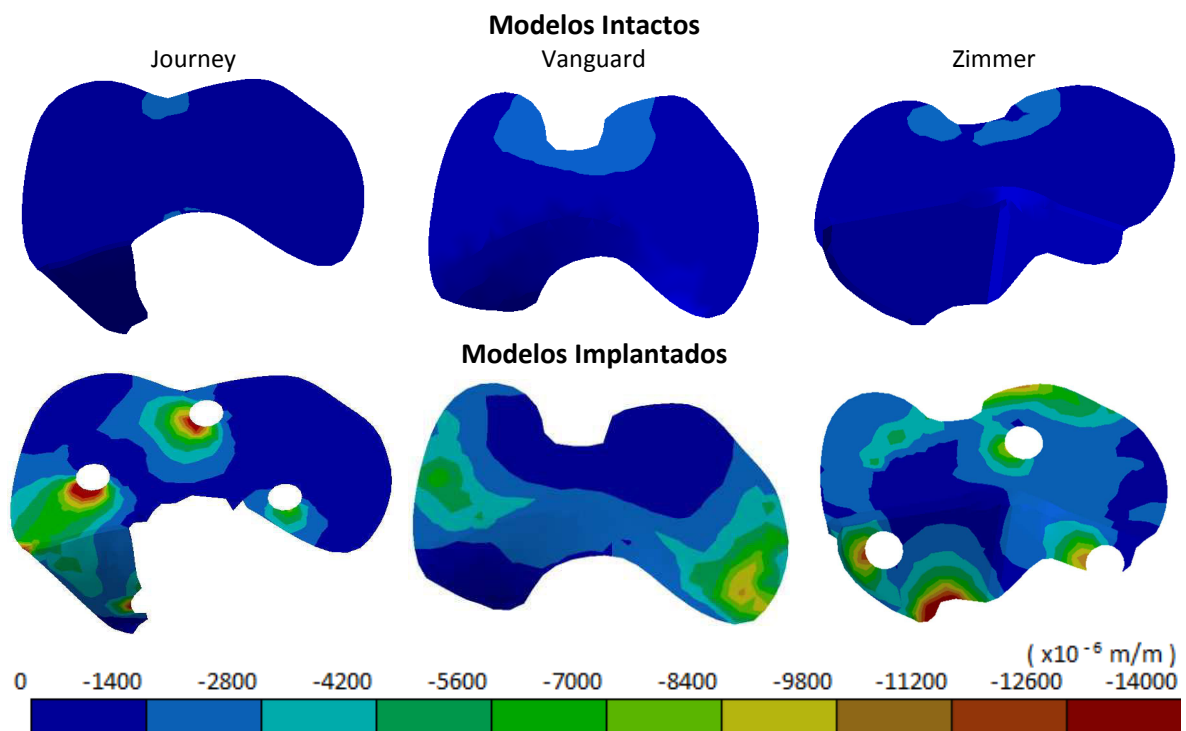


Figura 42 - Deformações principais mínimas (ϵ_2) no osso esponjoso para o ciclo de marcha nos modelos representativos da situação de longo termo.

4.3.1.2. Atividade de subir escadas

As deformações principais máximas (ϵ_1) e mínimas (ϵ_2) resultantes da atividade subir escadas para os modelos intactos e implantados representativos da situação de curto termo encontram-se representados na figura 43 e figura 44.

Na figura 43 estão representadas as deformações principais máximas (ϵ_1). Os três modelos intactos apresentam picos com valores médios próximos de 2400×10^{-6} m/m. O modelo implantado Journey apresenta um pico com 7217×10^{-6} m/m na zona medial e 6% da área de contacto com o cimento com valores entre 3600×10^{-6} m/m e os 7217×10^{-6} m/m. O modelo implantado Vanguard tem um pico com 4723×10^{-6} m/m e apresenta 1% da área de contato com o cimento com valores entre 3600×10^{-6} m/m e os 4723×10^{-6} m/m na zona lateral. O modelo implantado Zimmer apresenta um pico com 21260×10^{-6} m/m e 10% da área de contacto com o cimento com valores entre 3600×10^{-6} m/m e os 21260×10^{-6} m/m na zona medial.

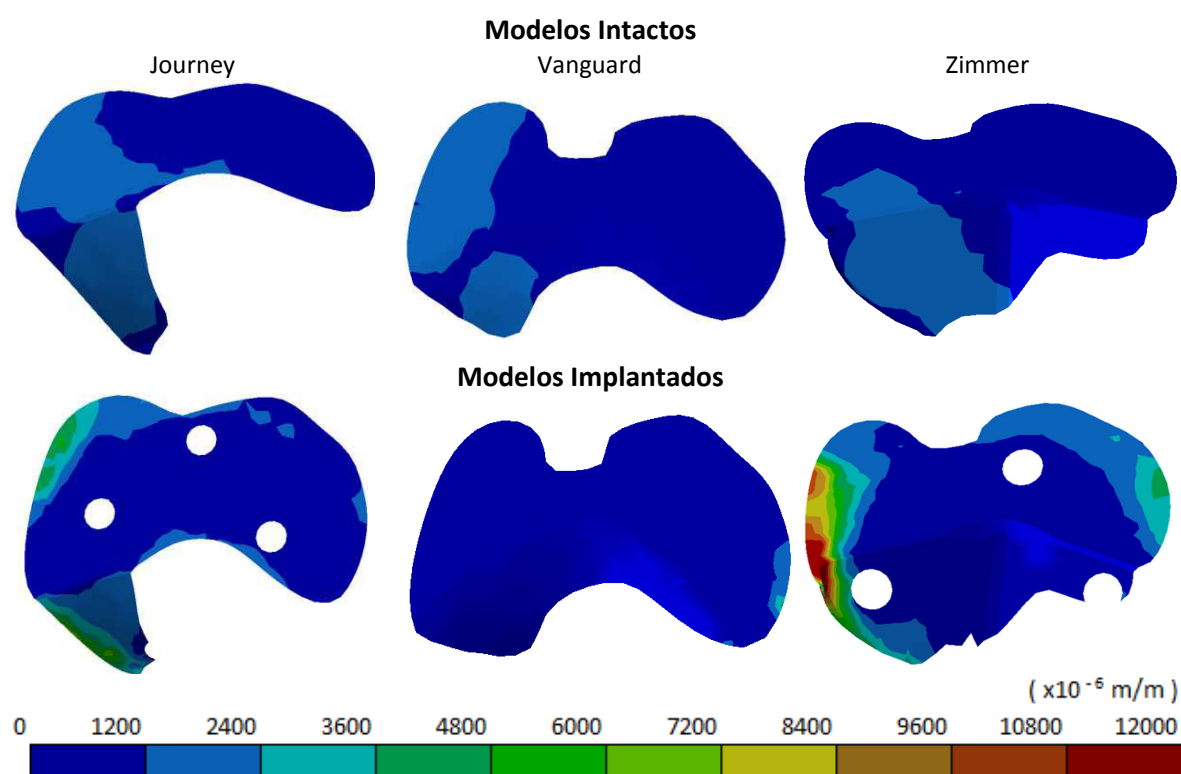


Figura 43 - Deformações principais máximas no osso esponjoso para a atividade subir escadas nos modelos representativos da situação de curto termo.

Os valores das deformações principais mínimas (ϵ_2) da atividade subir escadas na situação representativa do curto termo está representado na figura 44. Os modelos intactos Journey e Vanguard apresentam valores de pico nominais de ϵ_2 próximos de -6360×10^{-6} m/m. O modelo intacto Journey, apresenta 17% da área de contacto com o cimento com valores entre -4200×10^{-6} m/m e os -6368×10^{-6} m/m na zona distal central. O modelo intacto Vanguard apresenta 3% da área de contacto com o cimento de ϵ_2 com valores entre -4200×10^{-6} m/m e os -6348×10^{-6} m/m na zona medial e lateral. O modelo intacto Zimmer apresenta valores de ϵ_2 nominais inferiores a -

4129×10^{-6} m/m. O modelo implantado Journey tem pico nominal com -9113×10^{-6} m/m e apresenta 8% da área de contacto com o cimento entre -4200×10^{-6} m/m e os -9113×10^{-6} m/m na zona proximal e distal medial. O modelo implantado Vanguard tem pico nominal de -4425×10^{-6} m/m e apresenta 3% da área de contacto com o cimento entre -4200×10^{-6} m/m e os -4425×10^{-6} m/m na zona distal. O modelo implantado Zimmer mostra o pico de ϵ_2 com valor nominal de -21800×10^{-6} m/m e possui 15% da área de contacto com o cimento na zona distal entre -4200×10^{-6} m/m e os -14000×10^{-6} m/m.

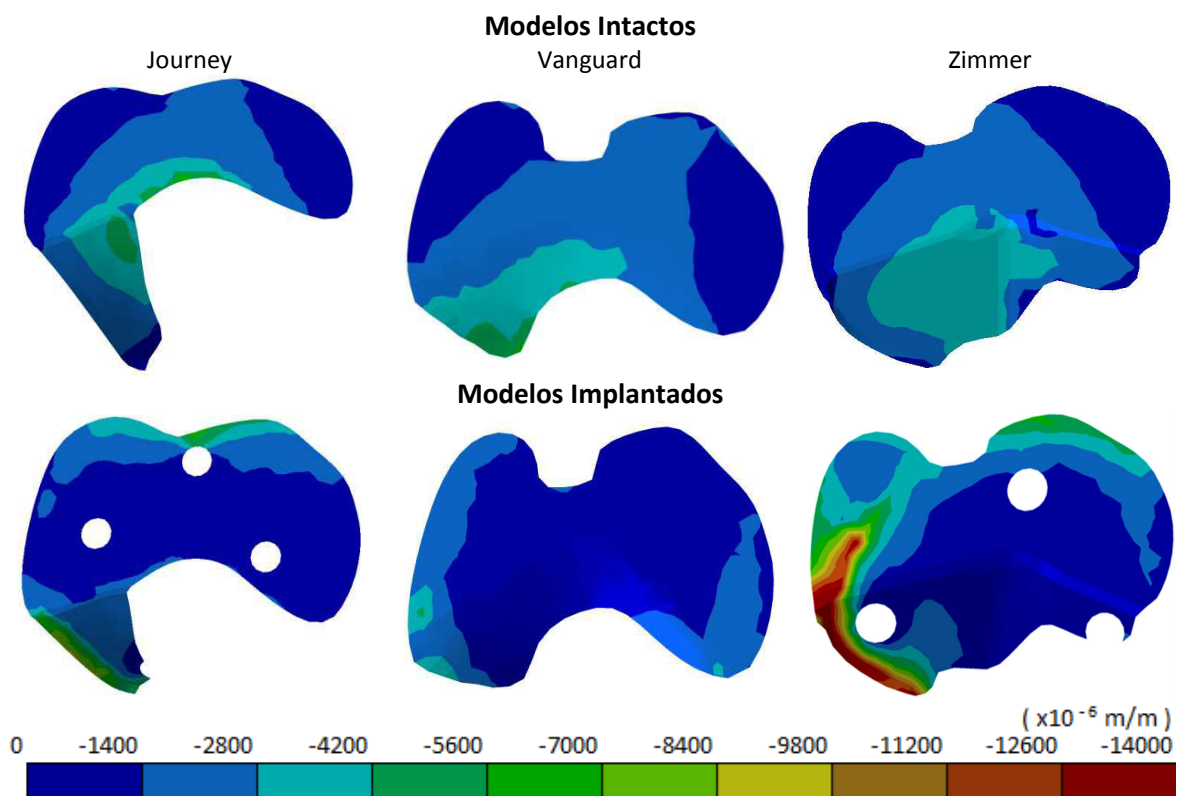


Figura 44 - Deformações principais mínimas no osso esponjoso para a atividade subir escadas nos modelos representativos da situação de curto termo.

As deformações principais máximas (ϵ_1) e mínimas (ϵ_2) resultantes da atividade subir escadas para os modelos intactos e implantados representativos da situação de longo termo encontram-se representados na figura 45 e figura 46.

Na figura 45 estão representadas as deformações principais máximas (ϵ_1). Os três modelos intactos apresentam picos próximos de 2400×10^{-6} m/m. O modelo implantado Journey tem pico com 34253×10^{-6} m/m, apresenta 1% da área de contacto com o cimento com valores entre 18000×10^{-6} m/m e os 34253×10^{-6} m/m, na zona distal medial e no furo proximal e 37% com valores de ϵ_1 na zona medial entre 3000×10^{-6} m/m e 18000×10^{-6} m/m. O modelo Vanguard expõe

um pico com $22885 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ na zona lateral e 15% com valores de ϵ_1 entre $3000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e $22885 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ na parte lateral e central. O modelo Zimmer apresenta um pico com $23660 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ na zona medial e 32% com valores entre $3000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e os $23660 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ nas extremidades medial e lateral.

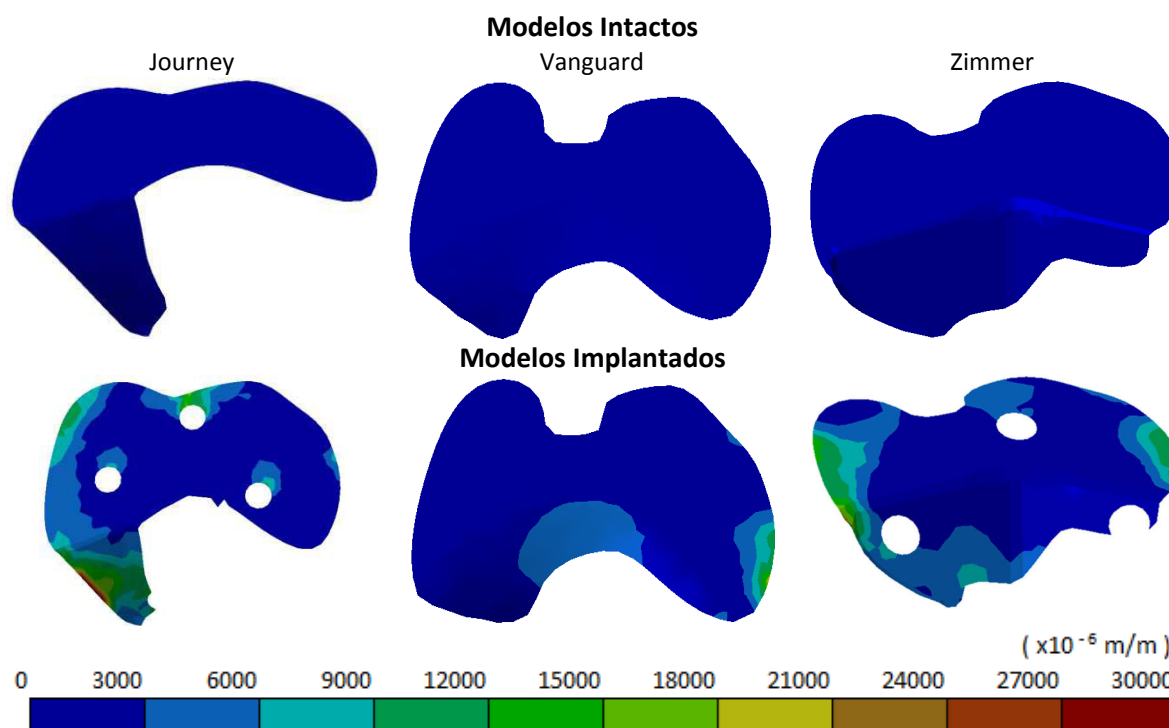


Figura 45 - Deformações principais máximas no osso esponjoso para a atividade subir escadas nos modelos representativos de longo termo.

Os resultados das deformações principais mínimas (ϵ_2) para atividade de subir escadas na situação de longo termo estão representados na figura 46. Os modelos intactos Journey e Vanguard apresentam valores de pico nominais de ϵ_2 próximos de $-6360 \times 10^{-6} \text{ m/m}$. O modelo intacto Zimmer tem pico nominal de $-4129 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ na zona distal central. O modelo implantado Journey expõe o pico com valor nominal de $-43504 \times 10^{-6} \text{ m/m}$, 8% da área de contacto com o cimento com ϵ_2 entre $-15000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e os $-43504 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e 53% entre $-3000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e os $-15000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ na zona proximal e distal medial. O modelo implantado Vanguard tem pico nominal com $-14566 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e apresenta 89% da área de contacto com o cimento com ϵ_2 entre $-3000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e $-14566 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ na zona medial. O modelo implantado Zimmer possui o pico nominal com $-23092 \times 10^{-6} \text{ m/m}$, apresenta 6% da área de contacto com o cimento na zona distal com valores entre $-15000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e os $-23092 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e 59% entre $-3000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e os $-15000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ na periferia proximal e medial.

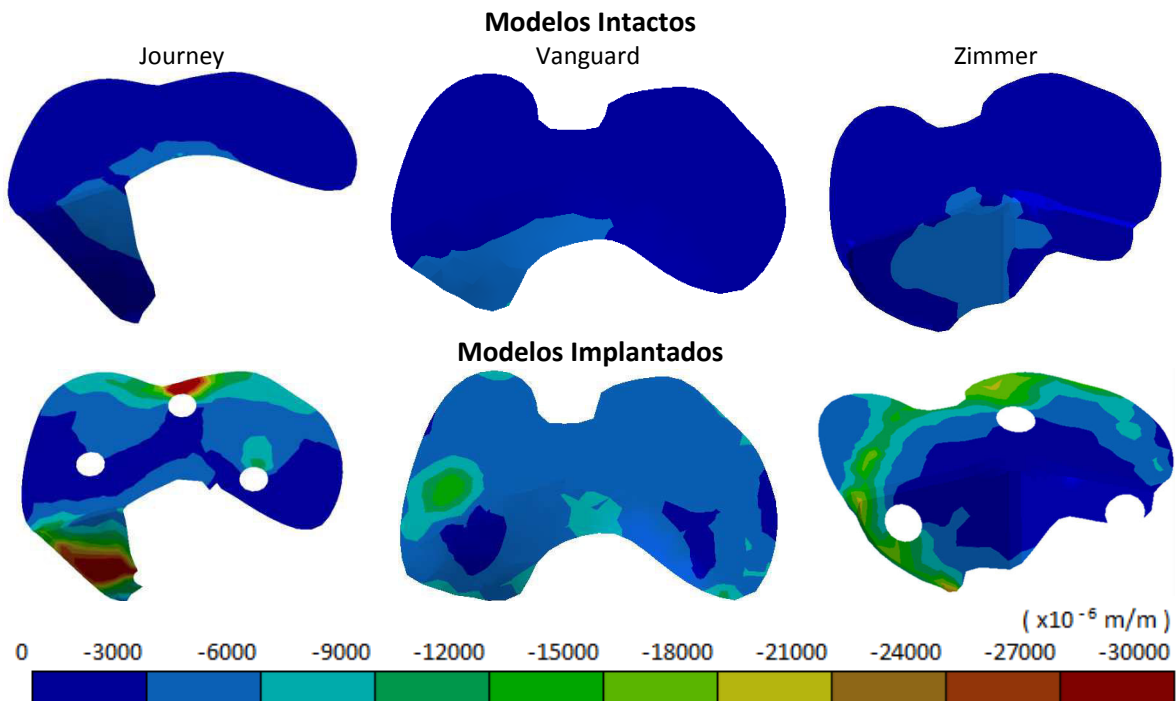


Figura 46 - Deformações principais mínimas no osso esponjoso para a atividade subir escadas nos modelos representativos da situação de longo termo.

4.3.1.3. Atividade de agachamento

As deformações principais máximas (ϵ_1) e mínimas (ϵ_2) resultantes da atividade de agachamento para os modelos intactos e implantados representativos do curto termo encontram-se apresentados na figura 47 e figura 48.

Na figura 47 estão representadas as deformações principais máximas (ϵ_1). O modelo intacto associado ao implante Journey tem pico de ϵ_1 com 9877×10^{-6} m/m e apresenta 18% da área de contacto com o cimento com valores entre 4800×10^{-6} m/m e os 9877×10^{-6} m/m na zona central. O modelo intacto Vanguard exhibe um pico com valor de 8219×10^{-6} m/m na zona central e 30% da área de contacto com o cimento com valores entre 4800×10^{-6} m/m e os 8219×10^{-6} m/m na zona central. O modelo intacto Zimmer exhibe na zona central um pico com valor de 11000×10^{-6} m/m e apresenta 38% da área de contacto com o cimento com valores entre 4800×10^{-6} m/m e os 11000×10^{-6} m/m na zona central. O modelo implantado Journey tem um pico com 11311×10^{-6} m/m e apresenta 9% da área de contacto com o cimento entre 4800×10^{-6} m/m e os 11311×10^{-6} m/m nas zonas distal medial e proximal medial. O modelo implantado Vanguard tem um pico com 5990×10^{-6} m/m e expõe 3% da área de contacto com o cimento entre 4800×10^{-6} m/m e os 5990×10^{-6} m/m nas zonas proximal e lateral. O modelo implantado Zimmer apresenta um pico

com 29511×10^{-6} m/m e tem 30% da área de contacto com o cimento com valores entre 4800×10^{-6} m/m e os 29511×10^{-6} m/m na periferia proximal, distal e lateral.

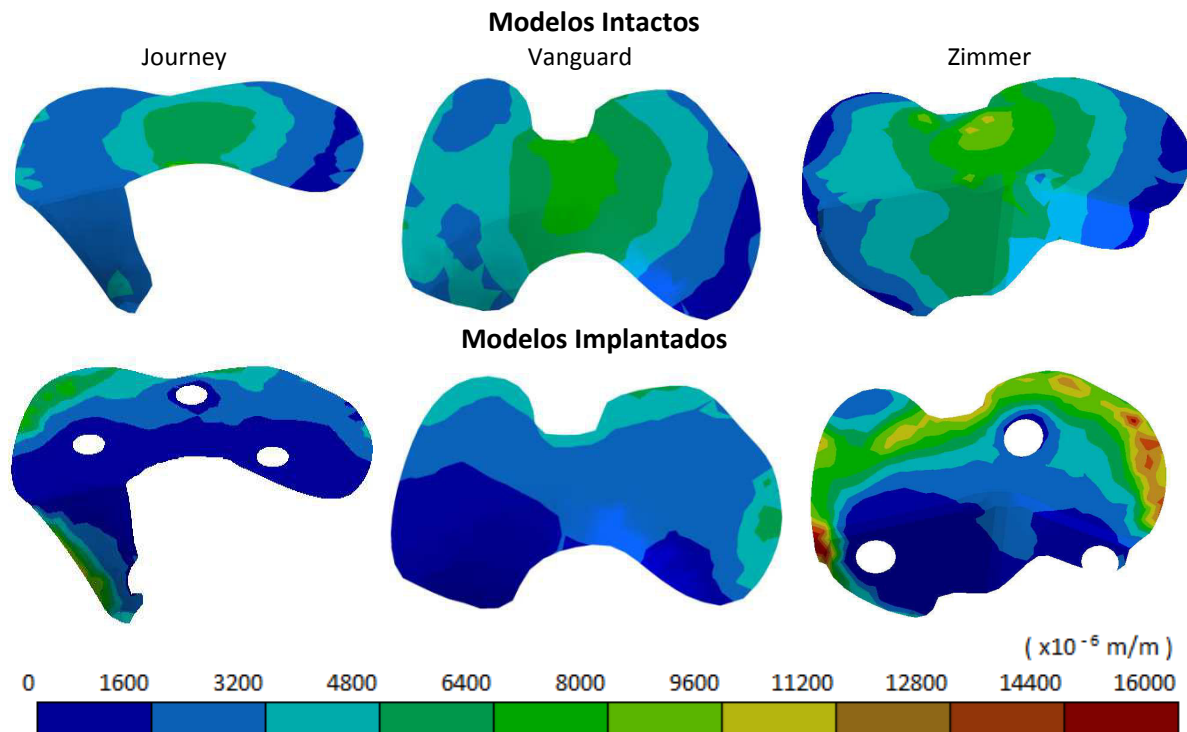


Figura 47 – Deformações principais máximas no osso esponjoso para a atividade de agachamento nos modelos representativos da situação de curto termo.

Os resultados das deformações principais mínimas (ϵ_2) para atividade de agachamento a curto termo estão representados na figura 48. O modelo intacto Journey tem pico nominal com -12630×10^{-6} m/m e apresenta 35% da área de contacto com o cimento com valores entre -4800×10^{-6} m/m e os -12630×10^{-6} m/m na zona central. O modelo Vanguard expõe um pico nominal com -15750×10^{-6} m/m e apresenta 42% entre -4800×10^{-6} m/m e -15750×10^{-6} m/m na zona central medial. O modelo Zimmer tem um pico nominal com -23000×10^{-6} m/m e apresenta 45% da área de contacto com o cimento com valores de ϵ_2 entre -4800×10^{-6} m/m e -22836×10^{-6} m/m na zona central. O modelo implantado Journey expõe um pico nominal com valor de -15352×10^{-6} m/m na zona medial distal e apresenta 19% da área de contacto com o cimento entre -4800×10^{-6} m/m e os -15352×10^{-6} m/m na periferia distal medial e proximal. O modelo implantado Vanguard apresenta um pico nominal com valor de -5535×10^{-6} m/m na zona proximal. O modelo implantado Zimmer tem um pico nominal com -26088×10^{-6} m/m e possui 30% da área de contacto com o cimento na zona distal medial e zona proximal com valores de ϵ_2 entre -4800×10^{-6} m/m e os -26088×10^{-6} m/m.

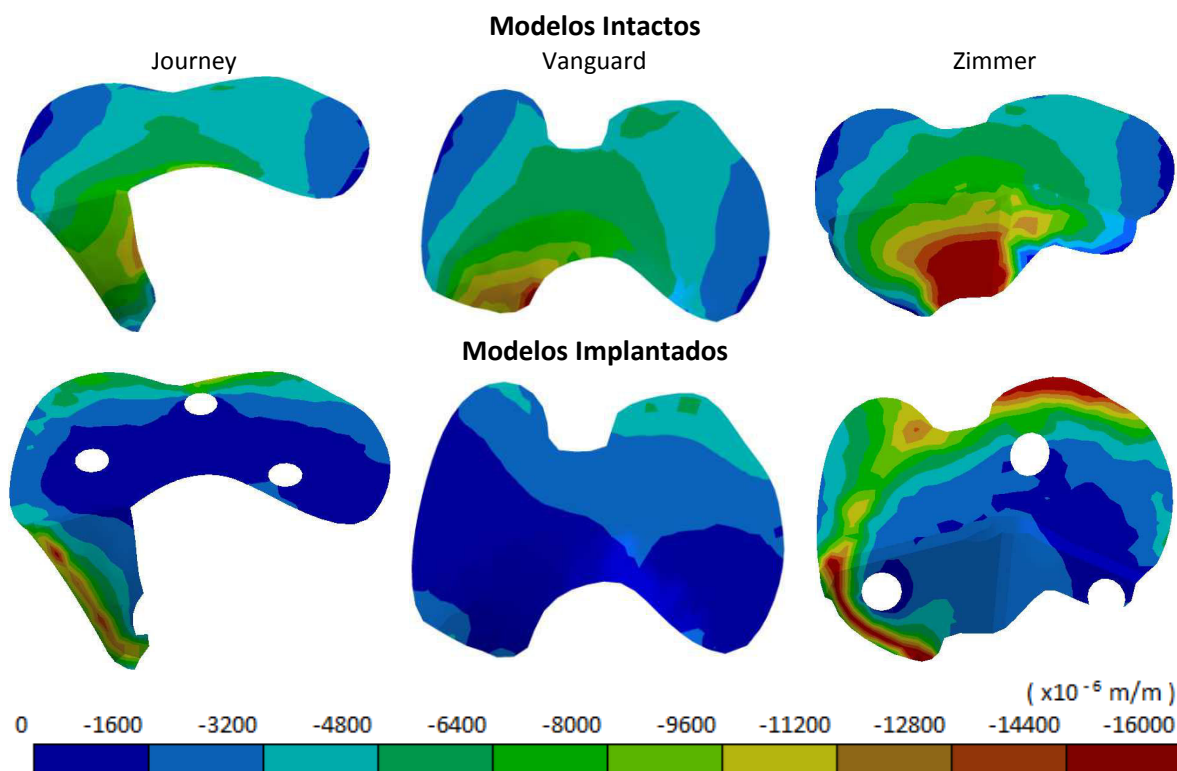


Figura 48 - Deformações principais mínimas no osso esponjoso para a atividade de agachamento nos modelos representativos da situação de curto termo.

As deformações principais máximas (ϵ_1) e mínimas (ϵ_2) resultantes da atividade de agachamento para os modelos intactos e implantados representativos do longo termo encontram-se representados na figura 49 e figura 50.

Na figura 49 estão representadas as deformações principais máximas (ϵ_1). O modelo intacto Journey apresenta o pico de ϵ_1 com valor de $9877 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ na zona distal central. O modelo intacto Vanguard exhibe o pico de ϵ_1 com valor de $8219 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ na zona central. O modelo intacto Zimmer exhibe na zona central o pico de ϵ_1 com valor de $11000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$. O modelo implantado Journey possui o pico de ϵ_1 com valor de $59627 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e apresenta 14% da área de contacto com o cimento com valores entre $14000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e os $59627 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ nas zonas proximais dos furos e zona distal medial. O modelo implantado Vanguard apresenta o pico com valor de $41734 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e expõe 5% da área de contacto com o cimento com valores entre $14000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e os $41734 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ na zona lateral. O modelo implantado da Zimmer tem um pico com $79100 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e apresenta 31% da área de contacto com valores de ϵ_1 entre $14000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e os $79100 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ na zona proximal dos furos e nas zonas medial e lateral.

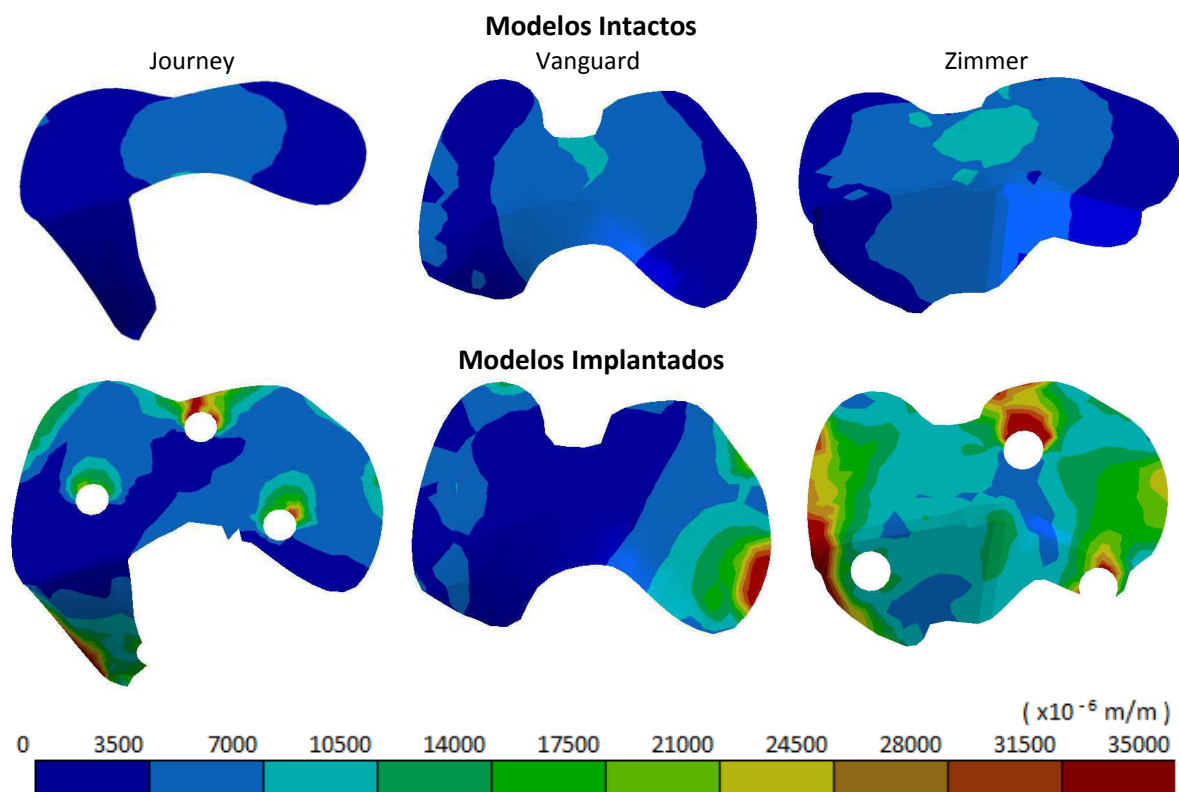


Figura 49 - Deformações principais máximas no osso esponjoso para a atividade de agachamento nos modelos de longo termo.

Na figura 50 estão representadas as deformações principais mínimas (ϵ_2). O modelo intacto Journey apresenta um pico nominal de ϵ_2 de $-12630 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ na zona central. O modelo Vanguard mostra um pico com valor nominal de $-15750 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ na zona central medial. O modelo intacto Zimmer expõe o pico com valor nominal de $-22836 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ na zona central. O modelo implantado Journey tem um pico nominal com $-119971 \times 10^{-6} \text{ m/m}$, 58% da área de contacto com o cimento tem valores entre $-8000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e os $-20000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ na zona distal e proximal e 16% entre $-20000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e os $-119971 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ na zona distal e periferia dos furos. No modelo Vanguard, o pico de ϵ_2 tem valor nominal de $-37080 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ na zona lateral, 7% da área de contato com o cimento ósseo tem valores entre $-20000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e os $-37000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e 60% entre $-8000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e os $-20000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ na parte medial e lateral. O modelo Zimmer apresenta um pico nominal de $-110700 \times 10^{-6} \text{ m/m}$, 48% da área de contacto com o cimento com valores entre $-20000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e os $-110700 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ na zona do furo proximal e na zona medial e 47% entre $-8000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e os $-20000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ na zona lateral.

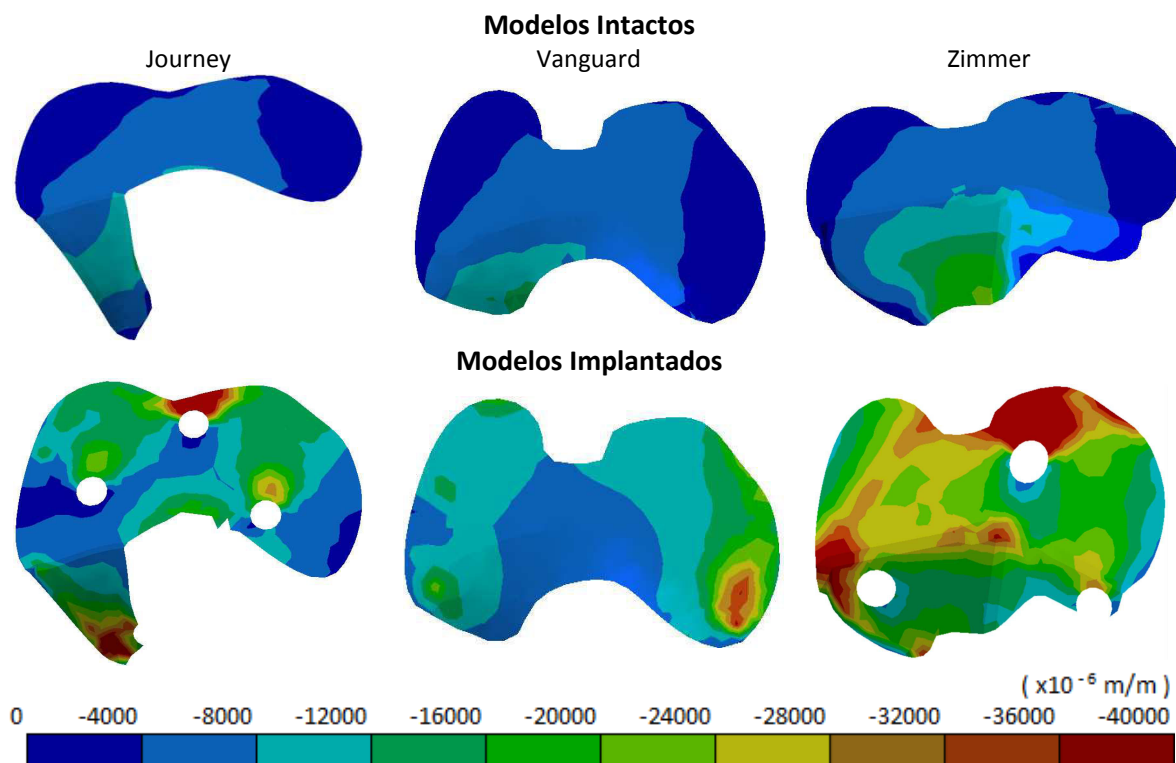


Figura 50 - Deformações principais mínimas no osso esponjoso para a atividade de agachamento nos modelos representativos da situação de longo termo.

4.3.2. Tensões no cimento ósseo

4.3.2.1. Atividade de ciclo de marcha

As tensões de von Mises no cimento ósseo para a atividade do ciclo de marcha estão representadas na figura 51 (situação de curto termo) e na figura 52 (situação de longo termo).

Na figura 51 as tensões de von Mises mais elevadas situam-se nas periferias do cimento ósseo nos três modelos. O cimento associado ao implante Journey apresenta um pico na zona medial de 15MPa e 2% do volume de cimento possui tensões superiores a 6MPa. O cimento associado ao implante Vanguard apresenta um pico de tensão de von Mises de 6.34MPa na periferia medial distal. O cimento associado ao implante Zimmer expõe o pico de tensão de von Mises de 7.22MPa na periferia distal.

Os resultados das tensões de von Mises no cimento ósseo para a atividade ciclo de marcha na situação de longo termo estão representados na figura 52. O implante Journey tem um pico de tensão na zona medial com cerca de 48MPa, apresenta também 8% do volume de cimento com tensões superiores a 10MPa e ostenta 5% do volume de cimento com tensões entre

6MPa e 10MPa na zona central. O cimento ósseo Vanguard apresenta 1% com tensões superiores a 10MPa nas extremidades lateral e medial sendo o pico no interior do furo de fixação com cerca 23MPa e 4% do cimento tem tensões entre 6MPa e 10MPa na zona distal, medial e lateral. O cimento associado à Zimmer apresenta o pico de tensão máxima com cerca de 80MPa, expõe 18% do cimento com tensões superiores a 10MPa e apresenta 11% do cimento com tensões entre 6MPa e 10MPa na zona central.

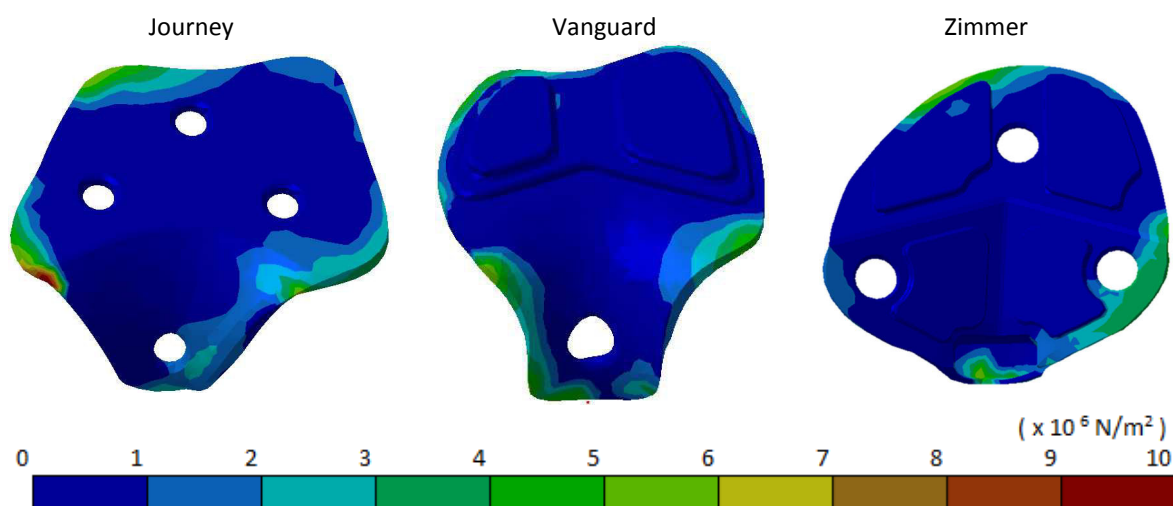


Figura 51 – Tensões de von Mises no cimento ósseo para a atividade ciclo de marcha nos modelos representativos da situação de curto termo.

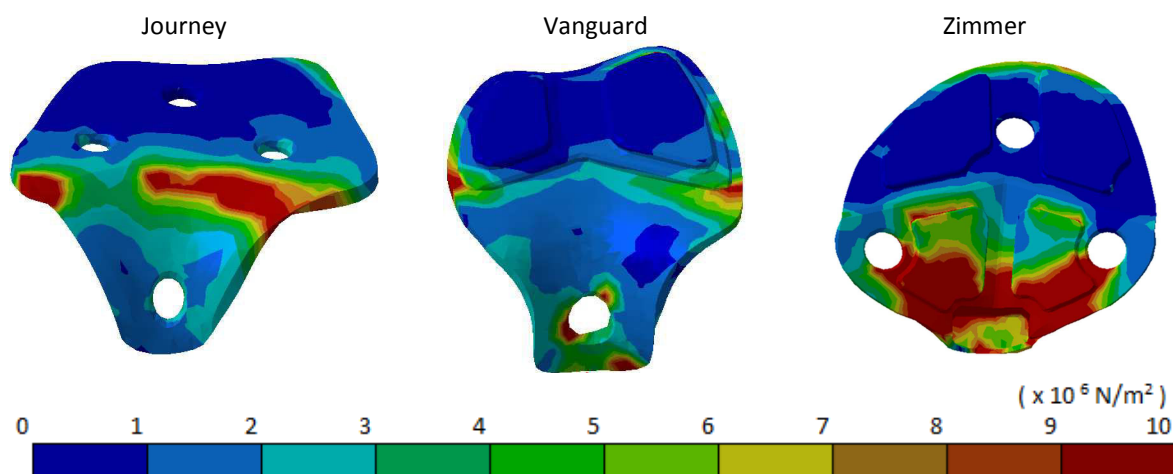


Figura 52 - Tensões de von Mises no cimento ósseo para a atividade ciclo de marcha nos modelos representativos da situação de longo termo.

4.3.2.2. Atividade de subir escadas

Os resultados das tensões de von Mises no cimento ósseo na atividade de subir escadas estão representados na figura 53 (situação de curto termo) e figura 54 (situação de longo termo).

Na figura 53 o cimento ósseo associado ao implante Journey tem um pico de tensão na zona distal lateral com valor de 46MPa, 8% do volume de cimento apresenta valores de tensão superiores a 10MPa e 8% com tensões entre 6MPa e 10MPa na zona distal lateral. O cimento associado à Vanguard apresenta tensões na periferia distal e proximal, tendo um pico de 15MPa na zona medial distal, 1% do volume com tensões superiores a 10MPa e apresenta 6% do volume de cimento com tensões entre 6MPa e 10MPa. O modelo Zimmer apresenta também as tensões mais elevadas na sua periferia sendo o pico de 60MPa na zona distal, o volume de cimento apresenta 5% com tensões superiores a 10MPa na zona proximal e distal e 4% suporta tensões entre 6MPa e 10MPa.

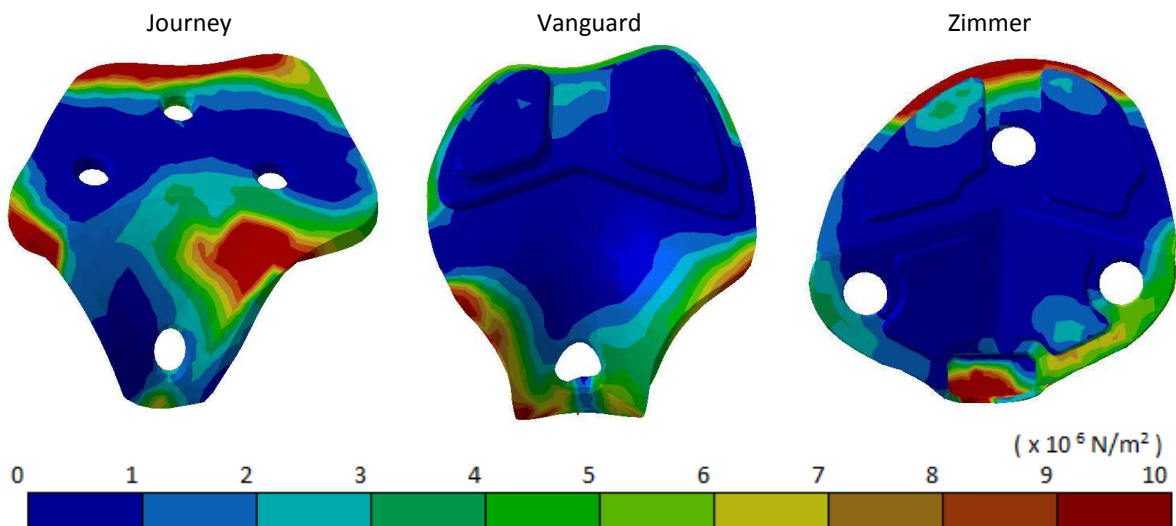


Figura 53 - Tensões de von Mises no cimento ósseo para a atividade subir escadas nos modelos representativos da situação de curto termo.

A distribuição das tensões de von Mises para a atividade de subir escadas a longo termo está representada na figura 54. O cimento no implante Journey tem o valor do pico de 178MPa, 30% do volume de cimento apresenta tensões superiores a 10MPa na zona distal e 10% do volume de cimento possui tensões entre 6MPa. O cimento associado à Vanguard apresenta vários pontos de elevada tensão na sua periferia com pico de tensão de valor 38MPa situado na zona medial do cimento, 11% do cimento com tensões superiores a 10MPa e apresenta também 23% do volume de cimento com tensões entre 6MPa e 10MPa. O modelo Zimmer tem um pico de

tensão com 236MPa, 16% do volume de cimento tensões superiores a 10MPa e 8% do volume de cimento com tensões entre 6MPa e 10MPa situados na zona distal e furos de fixação.

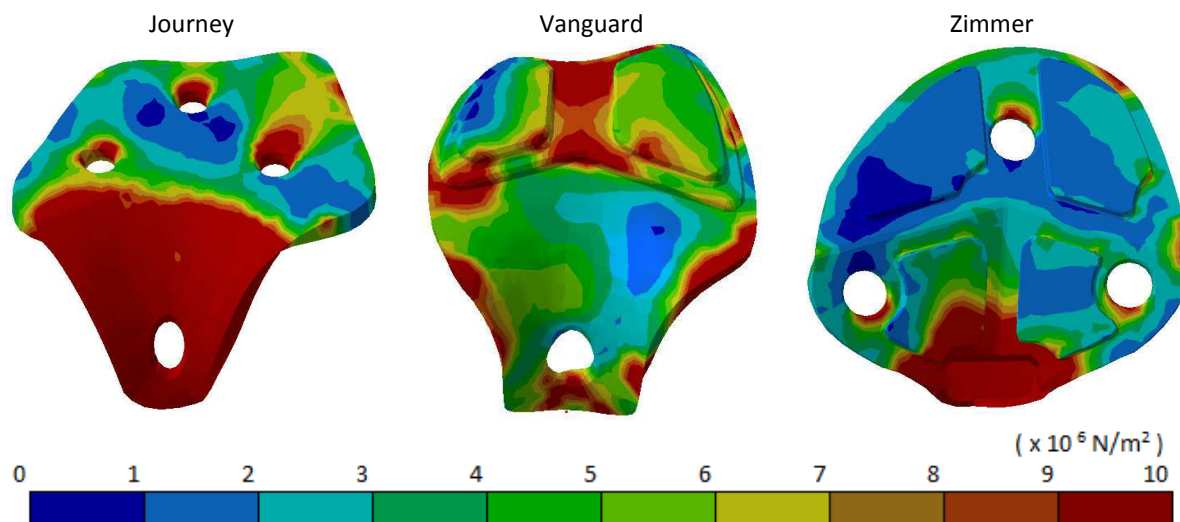


Figura 54 - Tensões de von Mises no cimento ósseo para a atividade subir escadas nos modelos representativos da situação de longo termo.

4.3.2.3. Atividade de agachamento

As tensões de von Mises no cimento ósseo na atividade de agachamento estão representadas na figura 55 para a situação de curto termo e na figura 56 para a situação de longo termo.

O resultado das tensões de von Mises apresentadas na figura 55 mostra que os três modelos apresentam tensões mais elevadas nas periferias. O modelo associado ao implante Journey apresenta um pico de tensão de 40MPa na zona medial, apresenta também tensões superiores a 10MPa em 17% do volume do cimento e 8% do cimento com tensões entre 6MPa e 10MPa. O modelo do cimento relativo à Vanguard apresenta um pico com tensão de 39MPa situado na zona proximal lateral, na zona proximal e zona medial distal encontra-se 11% do cimento com tensões superiores a 10MPa e 9% do volume de cimento com tensões 6MPa e 10MPa. O modelo Zimmer apresenta um pico com tensão de 68MPa situado na zona distal, o modelo apresenta também 10% do volume de cimento com tensões superiores a 10MPa e 7% do volume do cimento com tensões entre 6MPa e 10MPa localizados na zona proximal e distal.

Na figura 56 estão representadas as tensões de von Mises relativos à situação de longo termo. O modelo Journey tem o pico de tensão com valor 245MPa, em 39% do volume de cimento apresenta tensões superiores a 10MPa e 13% do volume de cimento com tensões entre

6MPa e 10MPa. O modelo Vanguard tem pico de tensão de von Mises de 399MPa, na zona central apresenta 26% do cimento com tensões superiores a 10MPa e 16% do volume de cimento apresenta tensões entre 6MPa e 10MPa. O modelo Zimmer tem o pico de tensão de von Mises com valor de 278MPa, 21% da área de contacto com o cimento apresenta tensões superiores a 10MPa e 11% da do volume de cimento tensões entre 6MPa e 10MPa localizados na zona lateral, medial e distal.

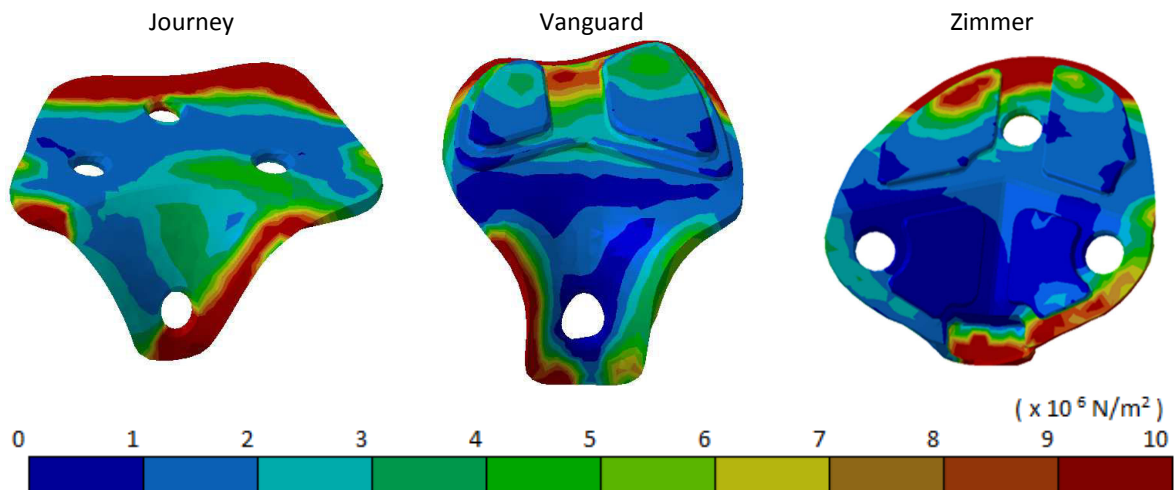


Figura 55 – Tensões de von Mises no cimento ósseo para a atividade de agachamento nos modelos representativos da situação de curto termo.

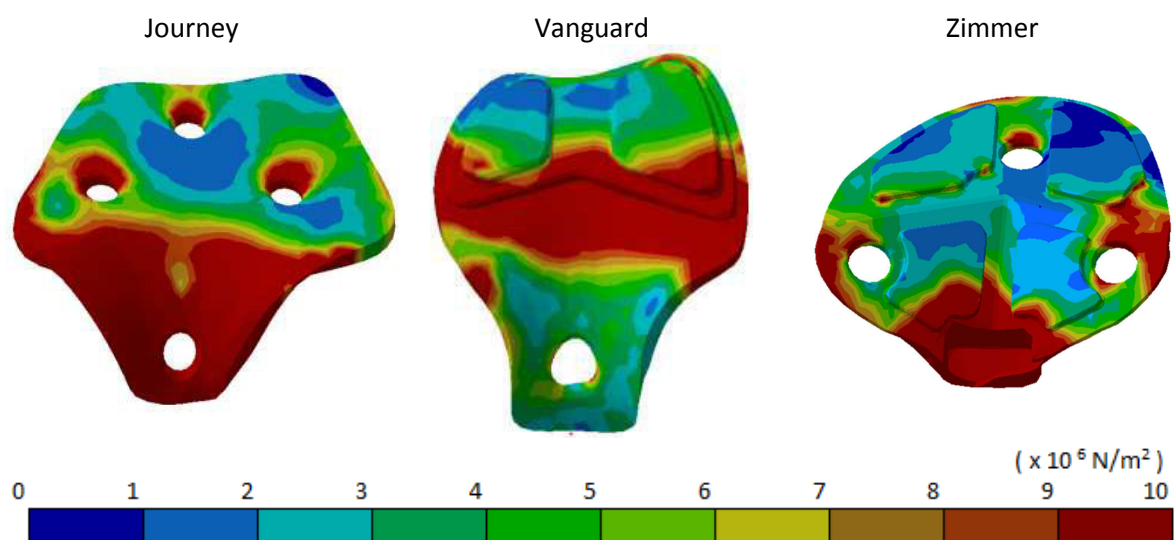


Figura 56- Tensões de von Mises no cimento ósseo para a atividade de agachamento nos modelos representativos da situação de longo termo.

4.3.3. Micromovimentos na situação de longo termo

Os micromovimentos representados na figuras seguintes são relativos aos deslocamentos ente o cimento e o osso esponjoso nos modelos representativos de uma situação clinica a longo termo onde se assumiu um descolamento entre o cimento e o osso esponjoso.

O alinhamento X1, figura 57, representa os micromovimentos da zona mais distal da interface osso esponjoso cimento ósseo. Os valores de micromovimentos nulos para o implante Journey situam-se na região dos furos de fixação do implante. O modelo Journey apresenta em média os micromovimentos mais baixos de todos os implantes avaliados, sendo o seu valor médio de 10 μ m. O implante Zimmer foi o que apresentou em média os valores de micromovimentos mais elevados, sendo o seu valor médio de 44 μ m e o valor máximo de 70 μ m. O implante Vanguard apresentou valores de micromovimentos médios entre os outros dois modelos analisados. Em média os micromovimentos do implante Zimmer foram 4 vezes superiores ao implante Journey.

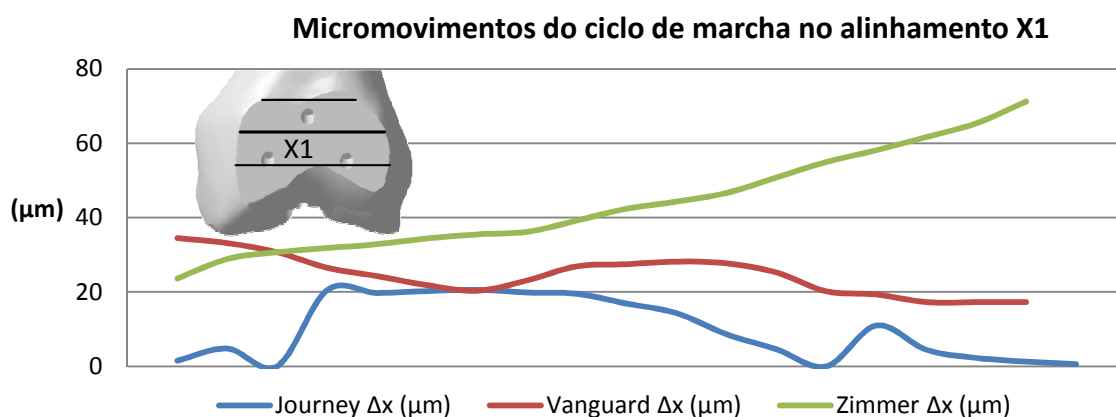


Figura 57 – Micromovimentos do cimento ósseo em relação ao osso esponjoso no alinhamento X1 para a atividade ciclo de marcha.

Na figura 58 estão representados os micromovimentos da zona central da interface osso esponjoso cimento ósseo, alinhamento X2. O modelo Journey apresenta em média os micromovimentos mais baixos dos três implantes avaliados sendo o seu valor médio de 3 μ m. O modelo Vanguard apresenta os micromovimentos médios mais elevados entre os modelos avaliados com média de 38 μ m e máximo de 45 μ m. O modelo Zimmer mostra micromovimentos nulos na região do furo de fixação do implante e apresentou micromovimentos médios entre os outros dois modelos analisados.

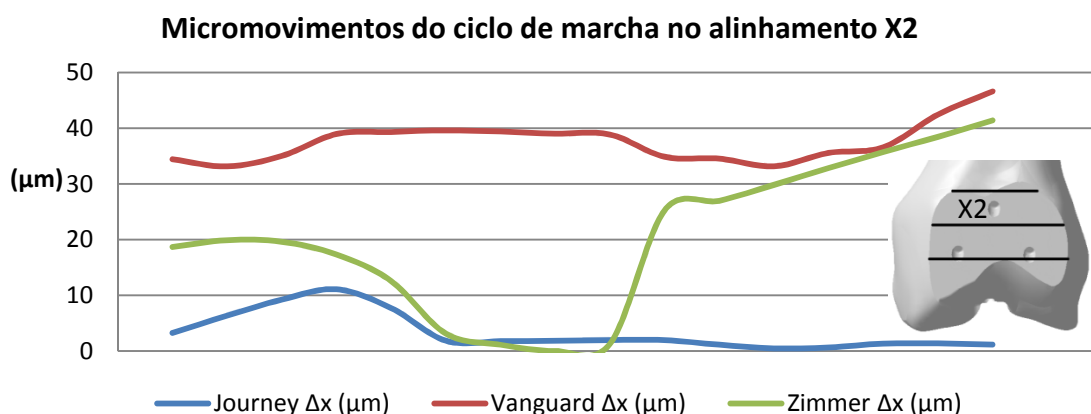


Figura 58 – Micromovimentos do cimento ósseo em relação ao osso esponjoso no alinhamento X2 para a atividade ciclo de marcha.

Os micromovimentos na zona mais proximal da interface osso esponjoso cimento ósseo, alinhamento X3, estão representados na figura 59. Os modelos Journey e Zimmer apresentam micromovimentos médios de 5μm e 13μm respetivamente. O modelo da Vanguard apresenta micromovimentos máximos de 106μm e micromovimentos em média 20 vezes superiores aos do modelo Journey.

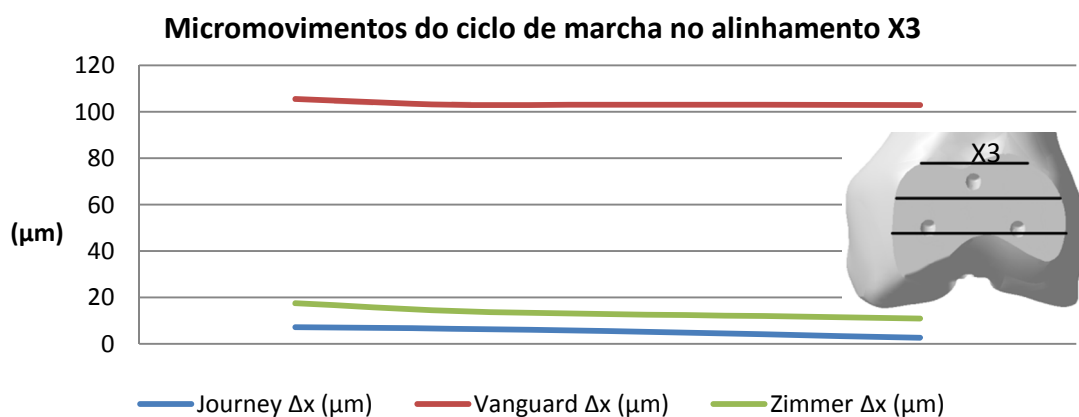


Figura 59 - Micromovimentos do cimento ósseo em relação ao osso esponjoso no alinhamento X3 para a atividade ciclo de marcha.

Na atividade de subir escadas os micromovimentos do alinhamento X1 estão representados na figura 60. Os micromovimentos médios são mais elevados no modelo Vanguard com média de 36μm e máximo de 71μm. O modelo Journey apresenta micromovimentos médios entre os outros dois modelos. O modelo Zimmer apresenta os micromovimentos médios inferiores com média de 1.4μm e aproximadamente 26 vezes inferiores aos do modelo Vanguard.

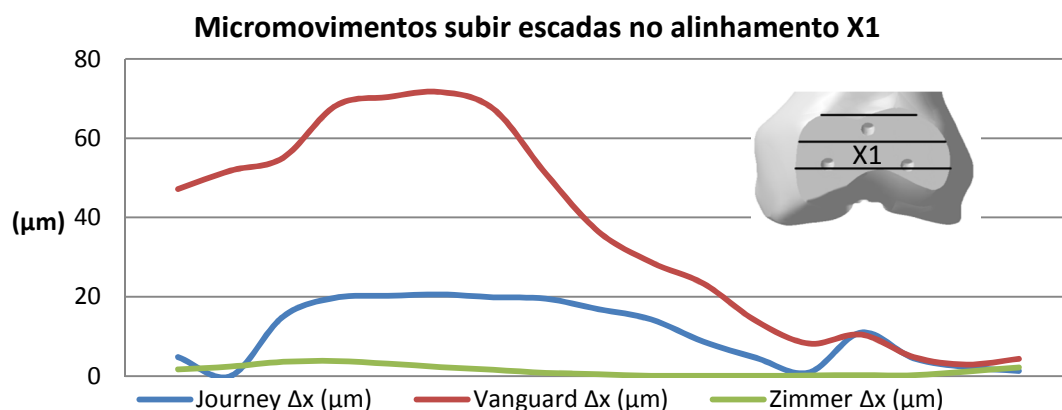


Figura 60 - Micromovimentos do cimento ósseo em relação ao osso esponjoso no alinhamento X1 para a atividade de subir escadas.

Os micromovimentos do alinhamento X2 para a atividade de subir escadas estão representados na figura 61. Os micromovimentos médios nos modelos Journey e Zimmer são de cerca de 3μm. O modelo Vanguard apresenta micromovimentos médios superiores em cerca 20 vezes os micromovimentos dos outros dois modelos.

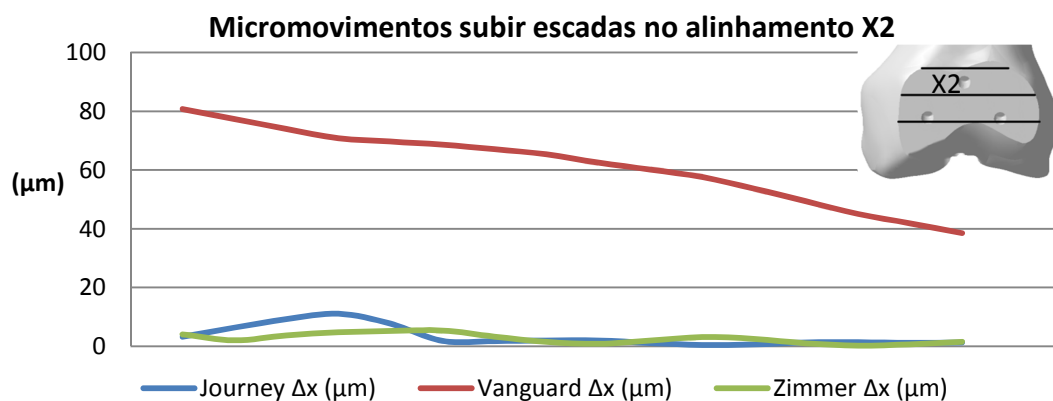


Figura 61 - Micromovimentos do cimento ósseo em relação ao osso esponjoso no alinhamento X2 para a atividade de subir escadas.

Os micromovimentos na zona mais proximal da interface cimento ósseo osso esponjoso, alinhamento X3, estão representados na figura 62. Os modelos Journey e Zimmer apresentam micromovimentos médios de 5μm e 27μm respectivamente. O modelo da Vanguard apresenta micromovimentos máximos de 106μm e micromovimentos superiores em média 20 vezes aos do modelo Journey.

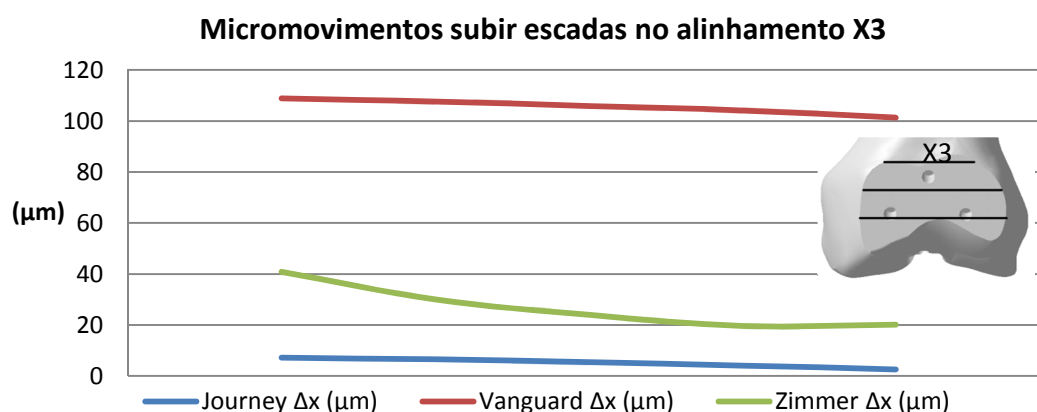


Figura 62 - Micromovimentos do cimento ósseo em relação ao osso esponjoso no alinhamento X3 para a atividade de subir escadas.

Na figura 63 estão representados os micromovimentos no alinhamento X1 para a atividade de agachamento. Os modelos Journey e Vanguard têm micromovimentos médios de aproximadamente 30μm e 38μm respectivamente. O modelo Zimmer apresenta micromovimentos médios superiores em cerca de 2 vezes os do modelo Journey.

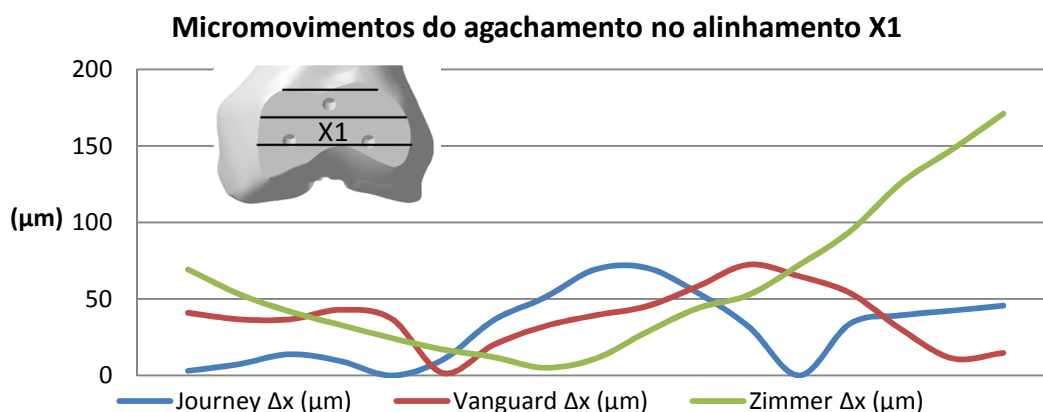


Figura 63 - Micromovimentos do cimento ósseo em relação ao osso esponjoso no alinhamento X1 para a atividade de agachamento.

Os micromovimentos no alinhamento X2 na atividade de agachamento estão representados na figura 64. O modelo Journey apresenta micromovimentos médios com cerca de 14μm. Os modelos Vanguard e Zimmer e apresentam micromovimentos médios com aproximadamente 59μm e 43μm respectivamente.

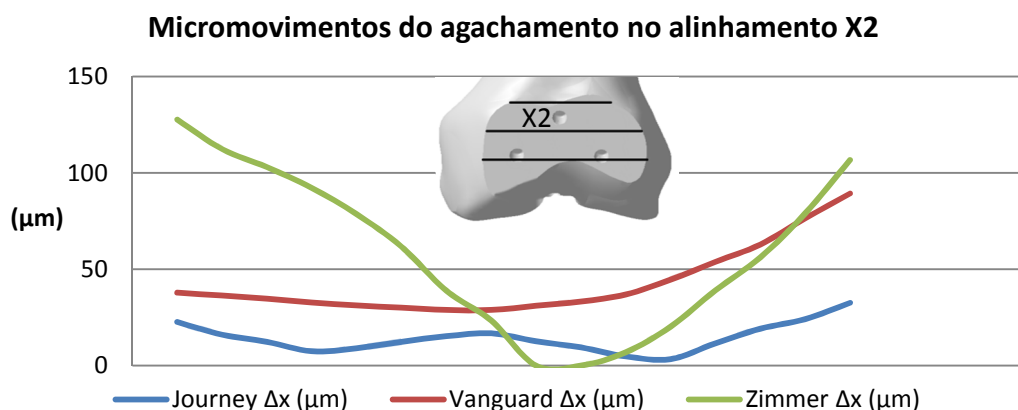


Figura 64 - Micromovimentos do cimento ósseo em relação ao osso esponjoso no alinhamento X2 para a atividade de agachamento.

Na figura 65 estão representados os micromovimentos do alinhamento X3 para a atividade de agachamento. O modelo Journey apresenta micromovimentos médios de aproximadamente 37μm. O modelo Vanguard apresenta micromovimentos médios entre os outros dois modelos avaliados. O modelo Zimmer apresenta micromovimentos 3 vezes superiores em média aos do modelo Journey.

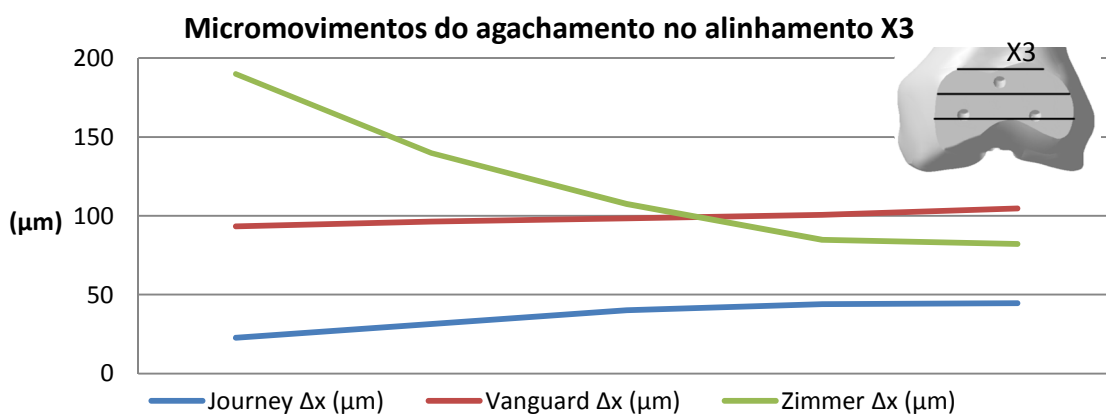


Figura 65 - Micromovimentos do cimento ósseo em relação ao osso esponjoso no alinhamento X3 para a atividade de agachamento.

4.4. Discussão de resultados

O objetivo deste capítulo foi fazer uma avaliação comparativa da distribuição da deformação no osso esponjoso, na zona distal do fêmur, e dos níveis da tensão no cimento-ósseo, utilizado na fixação dos implantes e a relação destes parâmetros com os fenômenos de falência e logo com a longevidade da artroplastia para cada modelo comercial de implante patelo-femoral analisado neste trabalho. Esta análise ao comportamento biomecânico dos implantes comerciais será fundamental para indicar os trilhos de melhoria nos novos conceitos de implante patelo-femoral a desenvolver no âmbito deste trabalho.

Um dos processos de falha do tecido ósseo esponjoso ocorre devido à sobrecarga geralmente por fadiga. A falha do osso por fadiga é caracterizada clinicamente por cargas repetitivas, aumento gradual de dor e reabsorção óssea. O processo pode continuar até uma rápida reabsorção, criação de fissuras ou deslocamento. A rutura por fadiga é esperada num osso submetido a deformações próximas de 60 a 80% da deformação de cedência [Choi e Goldstein 1992]. Estes níveis de deformação podem representar um risco de falência para um número ciclos de carga superior a 1 milhão. Estes podem ocorrer se os valores de deformação no osso esponjoso na situação implantada aumentam entre 50 a 100% relativamente à situação intata [Burstein e Wright 1994]. Para a análise comparativa da distribuição da deformação no osso esponjoso analisou-se os valores das deformações no osso implantado e comparou-se com o modelo intacto. Na atividade do ciclo de marcha representativa da situação clinica de curto termo, onde o cimento ósseo foi considerado rigidamente ligado ao osso, o modelo implantado Zimmer é o modelo que mais aumenta os níveis de deformação relativamente ao modelo intacto, nas deformações principais máximas aumentou aproximadamente 5 vezes (631 para 3233 μ strain) e nas deformações principais mínimas aproximadamente 6 vezes (-731 para -4214 μ strain). Na situação representativa da situação clinica de longo termo, onde foi considerado que o cimento ósseo se encontra solto do osso, estando apenas em contato com este, volta a ser o modelo Zimmer a ter o maior aumento de deformação entre a situação intacta e implantada sendo de aproximadamente 6 vezes (631 para 3896 μ strain) para as deformações principais máximas e de cerca de 6 vezes (-731 para -4420 μ strain) para as deformações principais mínimas. Na atividade de subir escadas, para a situação clinica representativa de curto termo, o modelo implantado Zimmer é o modelo que mais aumenta os valores das deformações principais máximas em relação ao modelo intacto, aumentou cerca de 7 vezes (1100 para 7955 μ strain), igualmente foi o modelo implantado Zimmer que mais aumentou os valores de deformações principais mínimas em cerca

de 6 vezes (-1352 para -7856 μ strain). Na situação clínica representativa de longo termo, o modelo implantado da Journey foi o modelo que mais aumentou as deformações principais máximas em aproximadamente 5 vezes (1922 para 10354 μ strain) e as deformações principais mínimas em 7 vezes (-2546 para -17547 μ strain). Na atividade de agachamento, na situação clínica representativa do curto termo, o modelo implantado que mais aumentou as deformações principais máximas foi o modelo Zimmer com aproximadamente 3 vezes (2852 para 8940 μ strain), no entanto para as deformações principais mínimas foi o modelo Journey com cerca de 1.5 vezes (-6425 para -9856 μ strain). Na situação clínica representativa do longo termo o modelo implantado da Zimmer foi modelo que mais aumentou as deformações principais máximas em média 6 vezes (3254 para 18460 μ strain) e para as deformações principais mínimas foi o modelo Vanguard com aproximadamente 6 vezes (-3657 para -22850 μ strain).

Os aumentos significativos, isto é, superiores a 100% das deformações no osso esponjoso nos modelos implantados em relação aos modelos intactos associados ao facto destas deformações serem aplicadas ciclicamente, evidenciam um elevado risco de fratura do osso a termo por efeito de fadiga. Neste estudo o risco de fratura por fadiga é superior nos implantes Zimmer nos casos de atividades de subir escadas e agachamento para uma situação clínica representativa do longo termo. Para a atividade de ciclo de marcha, a mais comum nas atividades diárias, na situação de curto termo, os modelos estudados não apresentam preocupações relativamente ao risco de fratura por efeito de fadiga óssea. Já nesta mesma atividade, numa situação clínica de longo termo, todos os modelos implantados apresentam riscos de fratura óssea por efeito de fadiga, podendo conduzir à perda do implante. Castro (2009) estudou as deformações no osso esponjoso com implante Journey, onde na atividade de agachamento e situação clínica representativa do longo termo, obteve pontos de sobrecarga com deformações superiores a 100% relativamente ao osso intacto, estes resultados estão de acordo com os obtidos neste estudo para o implante Journey na atividade de agachamento. Podemos assim concluir que a partir do momento que ocorre uma fragilização da ligação do cimento-ósseo ao osso esponjoso o risco de falência da capacidade de suporte do osso esponjoso aumenta dramaticamente para qualquer uma das atividades estudadas. Assim, será de todo o interesse ao nível da cirurgia que as condições que reforçam a qualidade da interface cimento-osso sejam fortalecidas, tal como uma boa lavagem do osso esponjoso antes da aplicação do cimento-ósseo assim como a introdução com uma boa pressão do cimento-ósseo (interdigitação) na estrutura trabecular do osso esponjoso.

O efeito *stress shielding* ocorre quando o implante altera a distribuição das tensões no osso e origina zonas com baixo nível de tensões relativamente à situação intata. Nesta situação o osso pode atrofiar devido à ausência de carga, ou seja, à falta de estímulo mecânico. Este efeito torna-se decisivo para a determinação da longevidade do osso e implante, já que um osso enfraquecido compromete o suporte, e logo a vida, do implante que lhe está fixo. Os três modelos estudados apresentam na maioria dos casos deformações mais elevadas nas zonas envolventes aos furos e na zona proximal deixando a zona central do osso esponjoso com níveis de deformações inferiores à mesma região do modelo intacto. O modelo Vanguard apresenta valores de deformação na zona central inferiores em cerca de duas vezes às do modelo intacto, este facto contribui para um risco de diminuição da densidade óssea localizada nesta região. O modelo implantado Zimmer apresenta deformações nominais inferiores em cerca de três vezes às deformações do modelo intacto na atividade de agachamento. As deformações no osso para o modelo Journey na zona central têm valores próximos à situação intata, para a situação clínica representativa do curto termo, sendo que na situação clínica de longo termo os níveis de deformação diminuíram relativamente à situação intata gerando desta forma um efeito de *stress shielding* e potencial reabsorção óssea nesta região, Van Jonbergen estudou as tensões de von Mises no osso esponjoso em duas regiões de interesse A e P (figura 66) e reportaram que o implante Journey não originou efeito de *stress shielding* nessas regiões, obtendo tensões de von Mises próximas das obtidas no modelo intacto para a mesma região [van Jonbergen et al, 2012].



Figura 66 – Posição das regiões estudadas [van Jonbergen et al, 2012].

Estes resultados estão de acordo com os resultados obtidos neste estudo para o implante Journey na situação clínica de curto termo com exceção da atividade de agachamento, em que o cimento ósseo foi considerado rigidamente ligado ao osso, tal como o estudo de van Jonbergen. Estes efeitos ao nível das deformações impostas ao osso esponjoso veem indicar, mais uma vez, que existe uma relação entre o fenómeno de *stress shielding*, e a possibilidade de reabsorção óssea e a rigidez do implante, pois o implante Journey realizado numa liga metálica com um módulo de elasticidade aproximadamente três vezes inferior aos modelos da Zimmer e Vanguard, é o que apresenta menor efeito de *stress shielding*. Esta indicação técnica será tida em consideração no projeto das novas propostas de implante patelo-femoral a desenvolver no capítulo seguinte.

O cimento ósseo é um elemento importante na artroplastia pois tem como função fixar o implante ao osso e promover uma distribuição das cargas mais uniforme do implante para o osso. A longo termo pode ocorrer o efeito de enfraquecimento ou mesmo separação da interface entre o cimento-ósseo e o osso de suporte, no entanto, apesar desta separação o cimento ósseo normalmente continua interdigitado nas cavidades trabeculares do osso evitando desta forma o seu deslizamento relativamente ao osso. Este fenómeno é identificado a nível clínico pelas linhas de separação (linhas de radiolucência) que aparecem nos exames radiológicos nesta interface. Após o descolamento do cimento do osso este passa apenas a funcionar como um apoio entre o osso e o implante deixando de ter o efeito de colagem o que normalmente provoca um aumento das tensões no cimento ósseo [Completo 2006]. A falência da capacidade de suporte do osso, associado ao efeito de fadiga ou *stress shielding*, pode colocar em causa a longevidade da artroplastia, bem como, o cimento-ósseo pode diminuir a longevidade da artroplastia por falência associada ao efeito de fadiga. Este processo de fadiga do cimento-ósseo está normalmente associado à geração de microfissuras com a consequente libertação de micropartículas de cimento que consequentemente geram uma reação inflamatória (osteólise) no osso vizinho deste, contribuindo para a perda óssea e consequente sustentabilidade do implante. A tensão limite de fadiga do cimento ósseo é de aproximadamente 10MPa [Pilliar et al, 1976], no entanto Cipolletti e Cook reportaram que a uma temperatura de 37°C e para um número de ciclos superiores a 10 milhões, o limite de fadiga é de cerca de 6MPa [Cipolletti e Cook 1978]. Na atividade de ciclo de marcha para a situação de curto termo, o modelo Journey apresenta 2% do volume de cimento com valores de tensões superiores a 10MPa. Na situação a longo termo, para o ciclo de marcha, o volume de cimento associado ao implante Journey apresenta 8%, o modelo da Vanguard 1% e o da Zimmer 18% das tensões de von Mises acima dos 10MPa. Na atividade de subir escadas, na

situação de curto termo, o volume de cimento ósseo com tensões superiores a 10MPa aumenta para 8% no modelo da Journey, 2% na Vanguard e 5 % na Zimmer. No caso de subir escadas na situação de longo termo os valores sobem para 10% na Journey, 11% na Vanguard e 16% na Zimmer. Nas atividades de agachamento todos os modelos apresentam valores de tensão superiores a 10MPa, sendo que o mais elevado, na situação de curto termo, é o modelo da Journey com 17% do volume de cimento seguido da Vanguard com 11% e a Zimmer com 10%. Na situação de longo prazo o modelo da Journey apresenta 39%, o modelo Vanguard 26% e o modelo da Zimmer 21% do volume de cimento com tensões superiores a 10MPa.

Tendo em conta que as atividades nas quais incidiram este estudo (ciclo de marcha, subir escadas e agachamento) são atividades diárias, mas com diferentes níveis de execução, a atividade de subida de escadas e a atividade de agachamento são realizadas com menor frequência que o ciclo de marcha. As atividades de subida de escadas e agachamento são aquelas que mais podem contribuir para a falência do cimento ósseo, já que nestas atividades os níveis de tensão de von Mises superiores a 10MPa representam grande parte do volume de cimento ósseo utilizado para fixação do implante nas duas situações clínicas estudadas (curto e longo termo). Assim, do ponto de vista clínico, parece ser desaconselhável que o paciente realize estas atividades, especialmente de forma repetitiva. Por sua vez, a atividade de ciclo de marcha não apresenta riscos para a falência do cimento ósseo enquanto este estiver solidariamente fixo ao osso. Neste sentido, é de depreender algumas indicações para o projeto das novas propostas de implante patelo-femoral, neste caso verifica-se que os implantes associados a materiais de maior rigidez como o Zimmer e Vanguard são aqueles que apresentam menor volume de cimento ósseo em risco de falência por ação de um fenómeno de fadiga. Esta indicação será também tomada em consideração no desenvolvimento dos novos conceitos de implante.

No caso de descolamento do cimento-ósseo do osso, o que poderá ocorrer numa situação de longo termo após a artroplastia, o implante apenas se mantém posicionado por efeito de cunha/apoio do cimento no osso devido à interdigitação do cimento nas trabéculas do osso esponjoso. Nestas circunstâncias é importante avaliar a estabilidade do implante já que mesmo numa situação de fragilização da interface cimento-osso este deverá manter a estabilidade assegurando a funcionalidade da articulação. Esta estabilidade avaliada através dos micromovimentos da interface cimento-osso demonstra que os modelos de implantes Journey e Zimmer são aqueles que asseguram a maior estabilidade, podendo estar esta estabilidade associada aos diversos pinos que estes implantes utilizam em contacto direto com o osso esponjoso. Já o modelo Vanguard é que apresenta a menor estabilidade, sendo este implante

provido de apenas um pino de fixação ao osso esponjoso. Desta análise e indo ao encontro do objetivo de desenvolvimento de uma nova proposta de implante patelo-femoral ressalta a necessidade de ter em consideração o facto da utilização de pinos adicionais para o apoio e fixação direta do implante ao osso esponjoso deve ser uma das linhas orientadoras do projeto do novo implante.

5. Desenvolvimento de uma nova prótese

5.1. Introdução

Neste capítulo procurou-se desenvolver uma geometria alternativa às geometrias dos implantes patelo-femoral comerciais estudados no capítulo anterior respondendo desta forma ao principal objetivo desta dissertação: o desenvolvimento de um novo implante patelo-femoral. Este desenvolvimento procurou minimizar os efeitos negativos identificados nos implantes comerciais analisados anteriormente, com especial ênfase na redução do efeito de *stress shielding* potencialmente associado a fenómenos de alteração do mecanismo de remodelação óssea e consequente perda óssea, bem como, aos fenómenos de sobrecarga localizada, por norma associados a fratura óssea por efeito de fadiga. Estes novos protótipos de implantes têm como meta, além da minimização do *stress shielding*, a minimização dos níveis de tensões no cimento ósseo. Desta forma é possível evitar a sua fratura e de todos os malefícios daí advindos como, por exemplo, a criação de micropartículas que, por sua vez, podem originar uma reação inflamatória no osso que culmine em osteólise e consequente perda do implante. Neste processo de desenvolvimento do novo implante procurou-se centrar a análise na atividade fisiológica mais crítica para o osso e cimento identificada no capítulo anterior ou seja a atividade de agachamento. Também de forma a limitar as possibilidades de geometrias a estudar centrou-se este desenvolvimento apenas na zona da interface com o cimento ósseo, deixando a superfície de deslizamento da patela idêntica aos modelos comerciais já analisados. Assim, algumas das hipóteses estudadas partiram das geometrias das próteses comerciais analisadas anteriormente onde foi realizada uma reengenharia ao nível da geometria de interface com o cimento ósseo e osso e também dos próprios materiais.

5.2. Materiais e métodos

5.2.1 Modelos geométricos

Para a geração do modelo do fémur utilizaram-se as imagens médicas de Tomografia Axial Computorizada do mesmo paciente utilizadas na geração dos modelos geométricos do capítulo 4.

O processo de geração da geometria foi idêntico ao descrito no capítulo anterior com recurso ao mesmo *software* Scanlp (Simpleware, Reino Unido) e Catia V5R19 (Dassault Systemes, França) e parâmetros.

Para ir ao encontro do objetivo deste capítulo foram geradas três novas propostas de geometrias para o implante patelo-femoral. Para simplificar este processo optou-se por realizar uma reengenharia de cada um dos modelos comerciais analisados no capítulo 4. Este processo de geração da nova geometria foi realizado de forma a não alterar as superfícies de deslizamento do componente patelar sobre componente femoral, sendo estas superfícies idênticas aos implantes comerciais analisados no capítulo anterior. Assim, cada uma das três novas propostas de geometria teve por ponto de partida a geometria de cada de implante comercial já analisado, tendo as alterações de geometria incidido essencialmente na região de interface com o cimento-ósseo e o osso. Estas novas propostas de implante procuram integrar as indicações recolhidas aquando da avaliação comparativa dos modelos comerciais no capítulo anterior, assim procurou-se variar a rigidez do implante pela alteração da geometria, em especial a espessura, e também do módulo de elasticidade do material, pois estes fatores estão relacionados com os níveis de deformação no osso esponjoso e tensões de von Mises no cimento ósseo. Também se introduziu como parâmetro de projeto o número de pinos na interface com o osso esponjoso, pois a partir da análise dos implantes comerciais foi possível verificar que estes influenciam a estabilidade do implante nos casos em que a interface cimento-osso deixa de ser uma ligação rígida. Em resumo, as novas proposta de implante passaram essencialmente por uma modificação da espessura do implante, da adição de pinos para incremento da superfície de contacto com osso esponjoso, pela geração/alteração das cavidades no implante para acomodação do manto cimento e modificação das propriedades dos materiais dos implantes. Na tabela 8 encontram-se o resumo das principais modificações realizadas aos implantes de base com a respetiva designação.

Tabela 8 - Principais modificações realizadas aos implantes de base com a respetiva designação.

Designação	Geometria de Base	Modificações			
		Espessura	Pinos	Cavidades	Material
Modelo 1	Journey	+0.5mm	x	x	x
Modelo 2	Journey	x	x	x	CrCo
Modelo 3	Vanguard	x	+ 2 pinos	Redução cavidade	x
Modelo 4	Vanguard	x	x	x	Oxinium
Modelo 5	PFC Zimmer	x	- 1 pino	Aumento cavidade	x
Modelo 6	PFC Zimmer	x	x	x	Oxinium

Em resumo apenas os modelos 1, 3 e 5 possuem uma geometria diferentes dos modelos base, estando estas geometrias representadas na figura 67, figura 68 e figura 69. Os modelos 2, 4 e 6 conservaram a mesma geometria dos modelos base tendo sido alterado somente os materiais destas. No modelo 1 (figura 67), foi aumentado em 0,5 milímetros a espessura do implante na zona de interface com o cimento ósseo relativamente ao modelo base.



Figura 67 – Representação da geometria do modelo 1.

No modelo 3 (figura 68), foram alterados os pinos, diminuiu-se a espessura e direção do pino e adicionou-se outros dois pinos proximais, mantendo as cavidades para enchimento com cimento ósseo.



Figura 68 – Representação da geometria do modelo 3.

No modelo 5 (figura 69), foram alterados os pinos, eliminou-se o pino proximal e aumentou-se as cavidades para enchimento com cimento ósseo.



Figura 69 - Representação da geometria do modelo 5.

Para a geração das geometrias dos modelos implantados foram necessários realizar cortes ósseos adaptados a cada nova proposta de implante. De forma a avaliar-se comparativamente cada modelo implantado com o mesmo modelo do fémur sem implante (intacto) procedeu-se também a criação de um modelo intacto do fémur constituído por duas partes que se unem na zona do corte ósseo do modelo implantado. O cimento foi modelado de acordo com os cortes realizados nos ossos, com uma espessura média de dois milímetros unindo toda a superfície da prótese às superfícies cortadas do osso esponjoso e cortical.

5.2.2. Modelos numéricos

O *software* utilizado para o desenvolvimento dos modelos numéricos e respetivas simulações foi o mesmo que o utilizado no capítulo 4, tendo sido utilizados as mesmas ferramentas e parâmetros. A criação de malhas foi efetuada, usando a ferramenta *Advanced Meshing Tools*. Tal como nos modelos analisados no capítulo 4 o tipo de elemento utilizado foi o tetraédrico de 6 nós com um tamanho médio 2 milímetros.

O número de nós e elementos utilizados nas simulações estão representados na tabela 9 para cada modelo de implante analisado.

Tabela 9 – Número de nós e elementos utilizados nas simulações.

Modelo	Número de nós	Número de elementos
Modelo 1	24774	102774
Modelo 2	24218	100163
Modelo 3	25784	106180
Modelo 4	25912	106553
Modelo 5	24774	102710
Modelo 6	27540	114264

As condições de fronteiras aplicadas nestes modelos foram idênticas às utilizadas nos modelos estudados no capítulo anterior. No entanto, a fim de limitar o número de casos de carga a analisar, limitou-se esta análise apenas à atividade de agachamento na medida em que os resultados obtidos no capítulo 4 evidenciaram que esta parece ser a atividade mais crítica em termos dos níveis de deformação impostos aos ossos, assim como os níveis de tensão gerados no cimento ósseo.

Relativamente aos materiais das diferentes estruturas dos modelos numéricos foram considerados as mesmas propriedades mecânicas que utilizadas nos modelos analisados no capítulo 4.

Tal como no capítulo anterior foram analisadas duas condições temporais após a realização da artroplastia; uma a curto termos e outra representativa duma situação de longo termo. Na situação de curto termos tal como no capítulo anterior foi pressuposto uma ligação rígida entre o manto de cimento e o osso esponjoso (modelo a curto termo), enquanto na situação representativa do longo termo o manto de cimento foi considerado descolado do osso mas mantendo uma certa resistência ao deslizamento por efeito da interdigitação do cimento ósseo nas trabéculas do osso esponjoso (modelo a longo termo). Em ambas as situações, curto e longo termo, consideraram-se as mesmas condições de interface/contacto entre as diferentes estruturas dos modelos analisados no capítulo 4. Assim, foram utilizadas as mesmas condições de interface e coeficientes de atrito que os modelos do capítulo 4.

Em todos os modelos foram avaliados os padrões das deformações principais mínimas e máximas no osso esponjoso em que foram comparadas entre os diferentes modelos de implantes e também com o modelo intacto para a condição representativa da artroplastia a curto e longo termo. Também foram avaliadas os padrões de tensão de von Mises no cimento ósseo para os diferentes modelos estudados para a condição representativa da artroplastia a curto e longo termo.

5.3. Resultados

5.3.1. Deformações principais no osso esponjoso

Na figura 70 estão representadas as deformações principais máximas (ϵ_1) para os modelos intactos e os novos modelos propostos na situação clínica representativa do curto termo. Os modelos intactos apresentam deformações principais máximas médias inferiores a 11000×10^{-6} m/m. O modelo 1 tem um pico com 10013×10^{-6} m/m e apresenta 9% da área de contacto com o cimento entre 4800×10^{-6} m/m e os 10013×10^{-6} m/m na zona proximal e distal. O modelo 2 expõe um pico de 13641×10^{-6} m/m e apresenta 7% da área de contacto com o cimento ósseo com valores entre 4800×10^{-6} m/m e os 13641×10^{-6} m/m. O modelo 3 expõe o pico valor de 3801×10^{-6} m/m na zona proximal. O modelo 4 tem o pico com 8883×10^{-6} m/m e 3% da área de contacto com o cimento ósseo com valores de ϵ_1 entre 4800×10^{-6} m/m e 8883×10^{-6} m/m na zona lateral e proximal. O modelo 5 tem um pico com 10788×10^{-6} m/m e 26% da área de contacto com

valores entre 4800×10^{-6} m/m e os 10788×10^{-6} m/m na zona proximal. O modelo 6 tem valor máximo de 24976×10^{-6} m/m e 35% da área de contato com valores de ϵ_1 entre 4800×10^{-6} m/m e 24976×10^{-6} m/m na zona proximal.

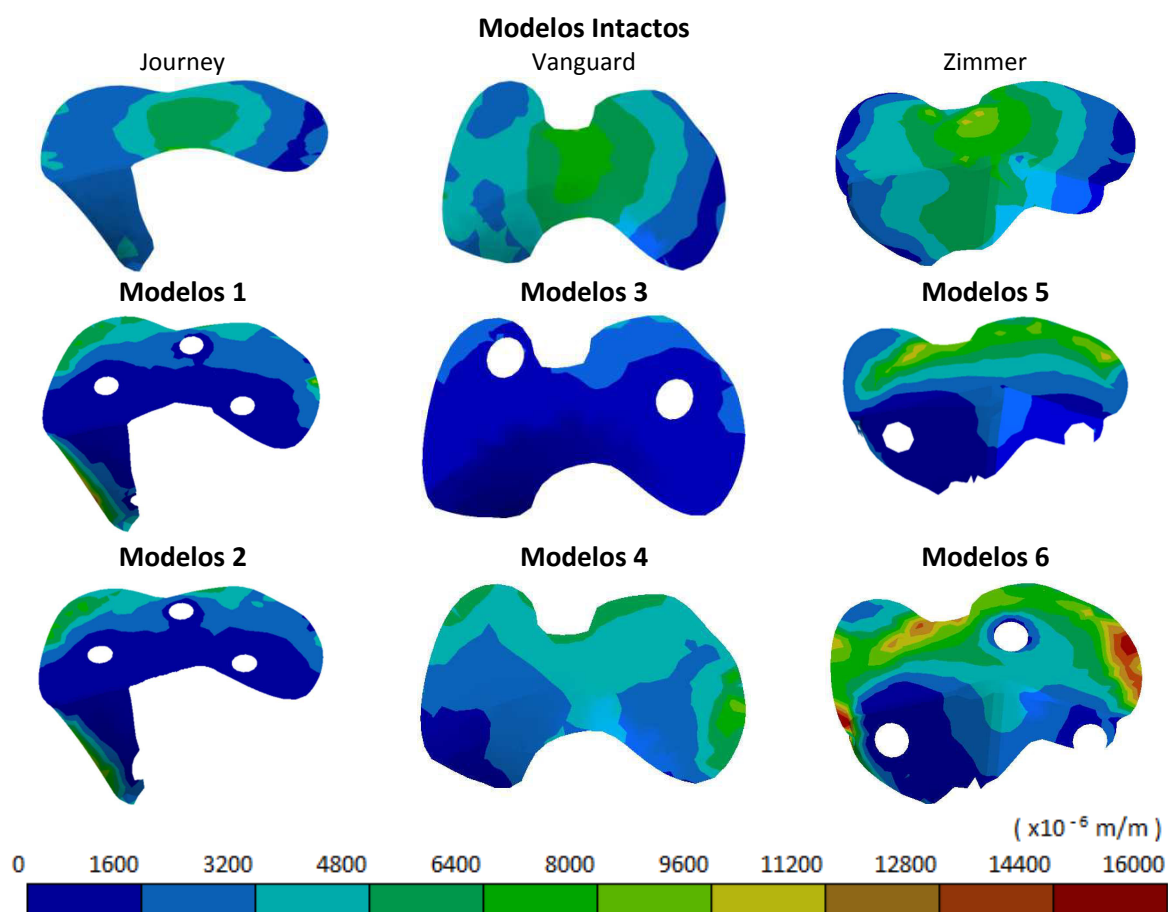


Figura 70 – Deformações principais máximas nos modelos intactos e novas propostas de modelos para a situação representativa do curto termo.

Na figura 71 estão representadas as deformações principais mínimas (ϵ_2) para os modelos intactos e novos modelos propostos na situação clínica representativa do curto termo. O modelo intacto Journey apresenta um pico nominal com -12630×10^{-6} m/m na zona central. O modelo intacto Vanguard expõe um pico nominal de -15750×10^{-6} m/m na zona central medial. O modelo intacto Zimmer apresenta um máximo nominal de -22836×10^{-6} m/m na zona central. O modelo 1 apresenta um máximo nominal de -16137×10^{-6} m/m na zona medial e 15% da área de contato com o cimento ósseo entre -4800×10^{-6} m/m e os -16137×10^{-6} m/m na zona distal medial e proximal. O modelo 2 tem pico nominal com -13179×10^{-6} m/m na zona proximal e distal e 15% entre -4800×10^{-6} m/m e os -13179×10^{-6} m/m na zona distal medial e proximal. O modelo 3 apresenta um máximo

nominal com $-6541 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e 5% da área de contato com o cimento com valores entre $-4800 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e os $-6541 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ na zona proximal. O modelo 4 tem pico nominal com $-6757 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e 6% da área de contato com o cimento com valores entre $-4800 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e os $-6757 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ na zona proximal. O modelo 5 tem o máximo nominal com $-28065 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e 30% entre $-4800 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e os $-28065 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ na zona proximal. O modelo 6 apresenta máximo nominal com $-22479 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e 35% entre $-4800 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e os $-22479 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ na zona proximal e medial distal.

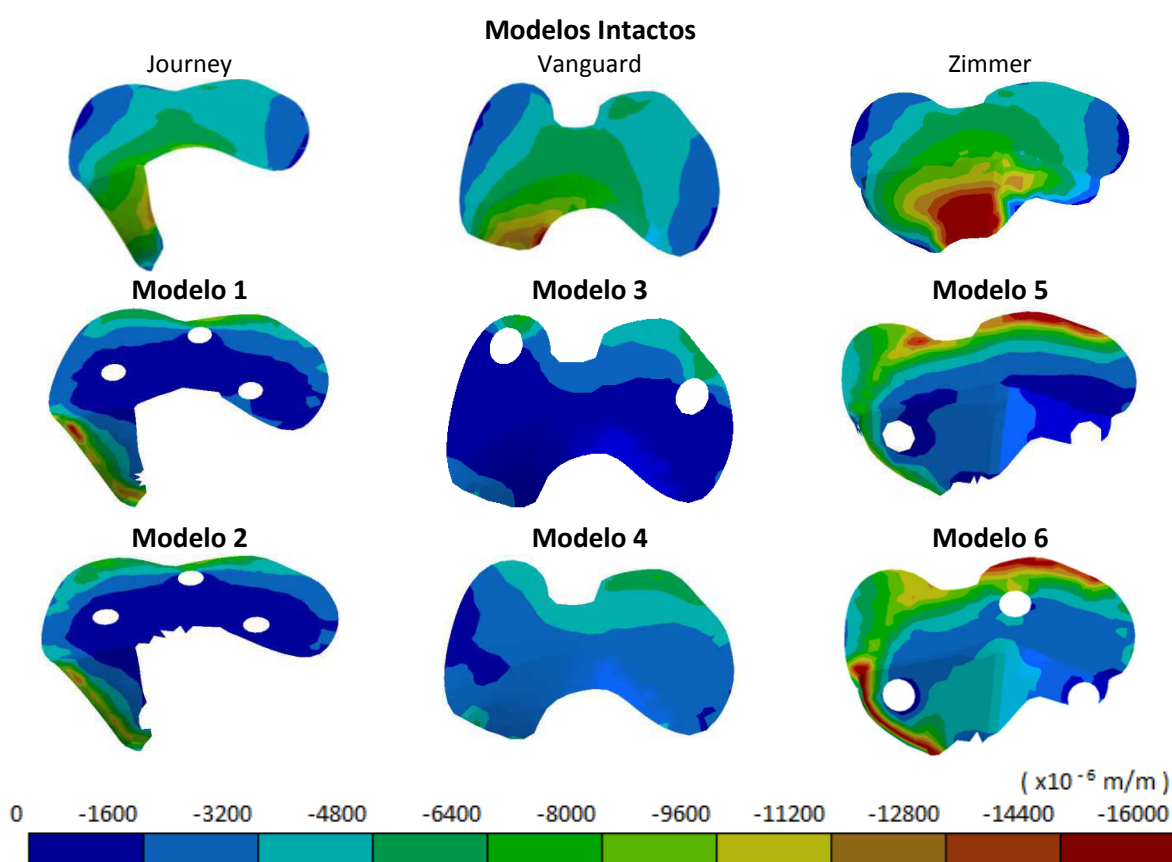


Figura 71 – Deformações principais mínimas nos modelos intactos e novas propostas de modelos para a situação representativa do curto termo.

Na figura 72 estão representadas as deformações principais máximas (ϵ_1) para os modelos intactos e novos modelo propostos na situação clínica representativa de longo termo. O modelo intacto Journey tem máximo com $9877 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ na zona central. O modelo intacto Vanguard apresenta o máximo com $8219 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ na zona central. O modelo intacto Zimmer ostenta o máximo com $11000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ na zona central. O modelo 1 apresenta um máximo de $75470 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ na zona proximal e 7% entre $16000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e os $75470 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ na zona

proximal e distal. O modelo 2 apresenta $61176 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ como valor máximo na zona proximal e 8% de ϵ_1 entre $16000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e os $61176 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ na zona proximal e distal. O modelo 3 tem valor máximo de $87784 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e 13% entre $16000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e os $87784 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ na zona dos furos proximais. O modelo 4 tem máximo de $42178 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e 5% entre $16000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e $42178 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ na zona lateral. O modelo 5 apresenta um máximo com $61137 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e 14% entre $16000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e os $61137 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ na zona medial. O modelo 6 tem máximo com $102903 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ na zona medial e 53% entre $16000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e os $102903 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ na zona medial e proximal.

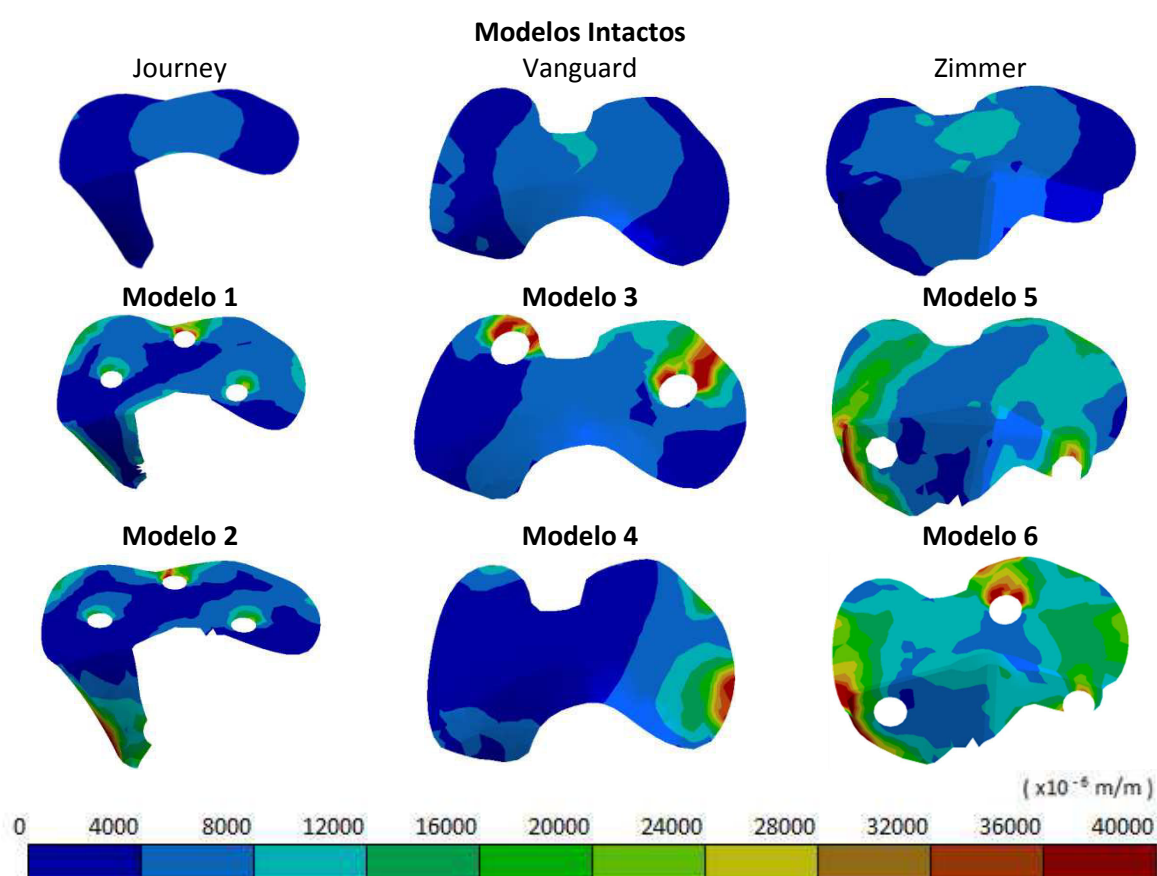


Figura 72 - Deformações principais máximas nos modelos intactos e propostas de novos modelos para a situação representativa do longo termo.

As deformações principais mínimas (ϵ_2) para os modelos intactos e novos modelos propostos para a situação clínica representativa de longo termo estão representados na figura 73. O modelo intacto Journey apresenta máximo nominal de $-12630 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ na zona central. O modelo intacto Vanguard expõe nominal máximo de $-15750 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ na zona central medial. O modelo intacto Zimmer tem máximo nominal de $-22836 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ na zona central. O modelo 1

apresenta máximo nominal de -89811×10^{-6} m/m e 16% da área de contato com o cimento ósseo entre -16000×10^{-6} m/m e os -89811×10^{-6} m/m na zona proximal. O modelo 2 apresenta o pico nominal com -101563×10^{-6} m/m e 13% da área de contato com o cimento ósseo entre -16000×10^{-6} m/m e os -101563×10^{-6} m/m na zona proximal e distal. O modelo 3 tem pico nominal de 82103×10^{-6} m/m e apresenta 31% da área de contato com o cimento ósseo entre -16000×10^{-6} m/m e -82103×10^{-6} m/m nas zonas proximal e central. O modelo 4 tem um pico nominal com -34496×10^{-6} m/m e apresenta 13% da área de contato com o cimento ósseo entre -16000×10^{-6} m/m e os -34496×10^{-6} m/m na zona lateral. O modelo 5 apresenta o máximo nominal com -79403×10^{-6} m/m e apresenta 73% da área de contato com o cimento ósseo entre -16000×10^{-6} m/m e os -79403×10^{-6} m/m na zona distal. O modelo 6 tem valor máximo nominal de -112475×10^{-6} m/m e apresenta 73% da área de contato com o cimento ósseo entre -16000×10^{-6} m/m e os -112475×10^{-6} m/m na zona medial e proximal.

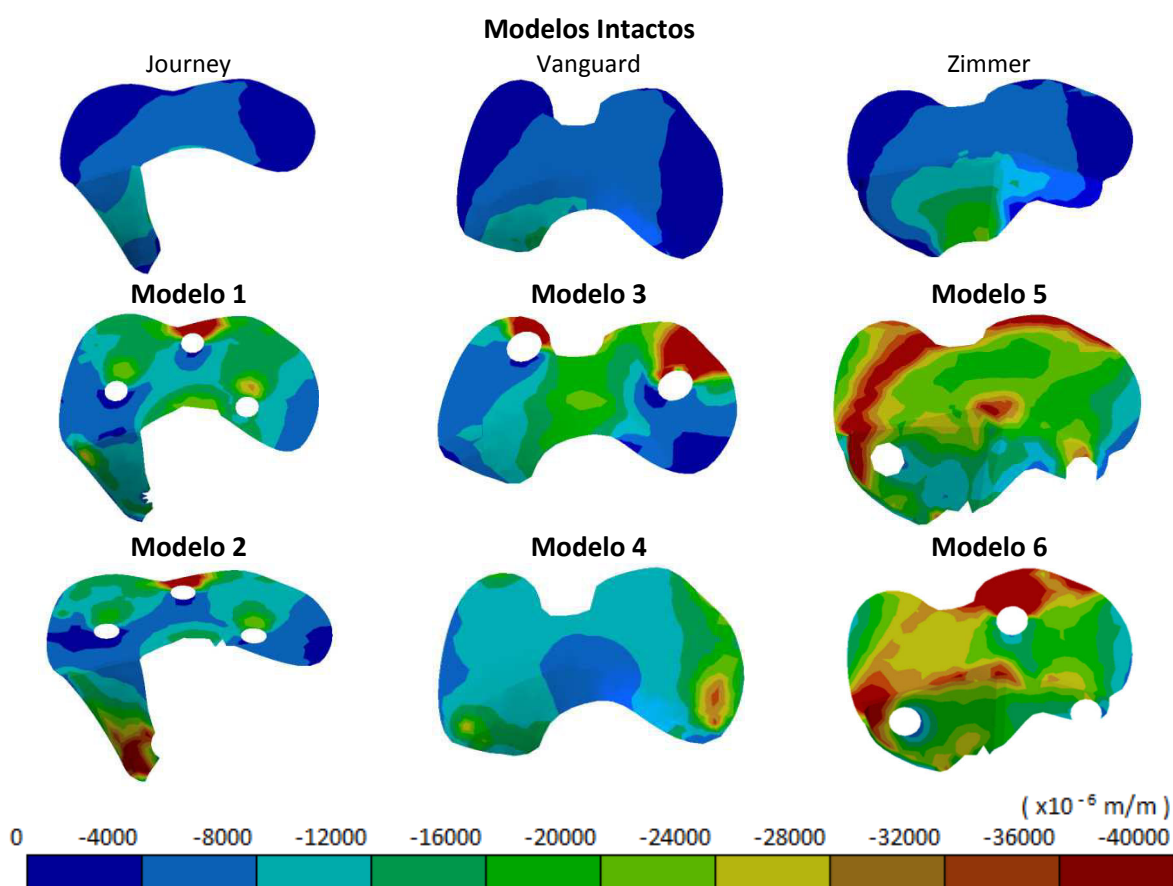


Figura 73 – Gradiente das deformações principais mínimas nos modelos intactos e propostas de novos modelos para a situação representativa do longo termo

5.3.2. Tensões no cimento ósseo

Os resultados das tensões de von Mises na atividade de agachamento a curto termo estão representados na figura 74. O modelo 1 tem um pico de tensão com valor de 53MPa e apresenta 18% do volume de cimento com tensões superiores a 10MPa. O modelo 2 apresenta 14% do volume de cimento com tensões superiores a 10MPa e o pico de 53MPa. O modelo 3 apresenta 13% do volume de cimento com tensões superiores a 10MPa na periferia proximal e distal e o pico de tensão de von Mises de 28MPa. O modelo 4 tem o pico de von Mises com valor de 53MPa e apresenta 12% do volume de cimento com tensões superiores a 10MPa na periferia proximal e distal. O modelo 5 tem 78MPa como valor do pico de von Mises e apresenta 8% do volume de cimento com tensões superiores a 10MPa na zona proximal. O modelo 6 apresenta 11% do volume de cimento com tensões superiores a 10MPa na zona proximal e distal e o pico de von Mises com valor de 91MPa.

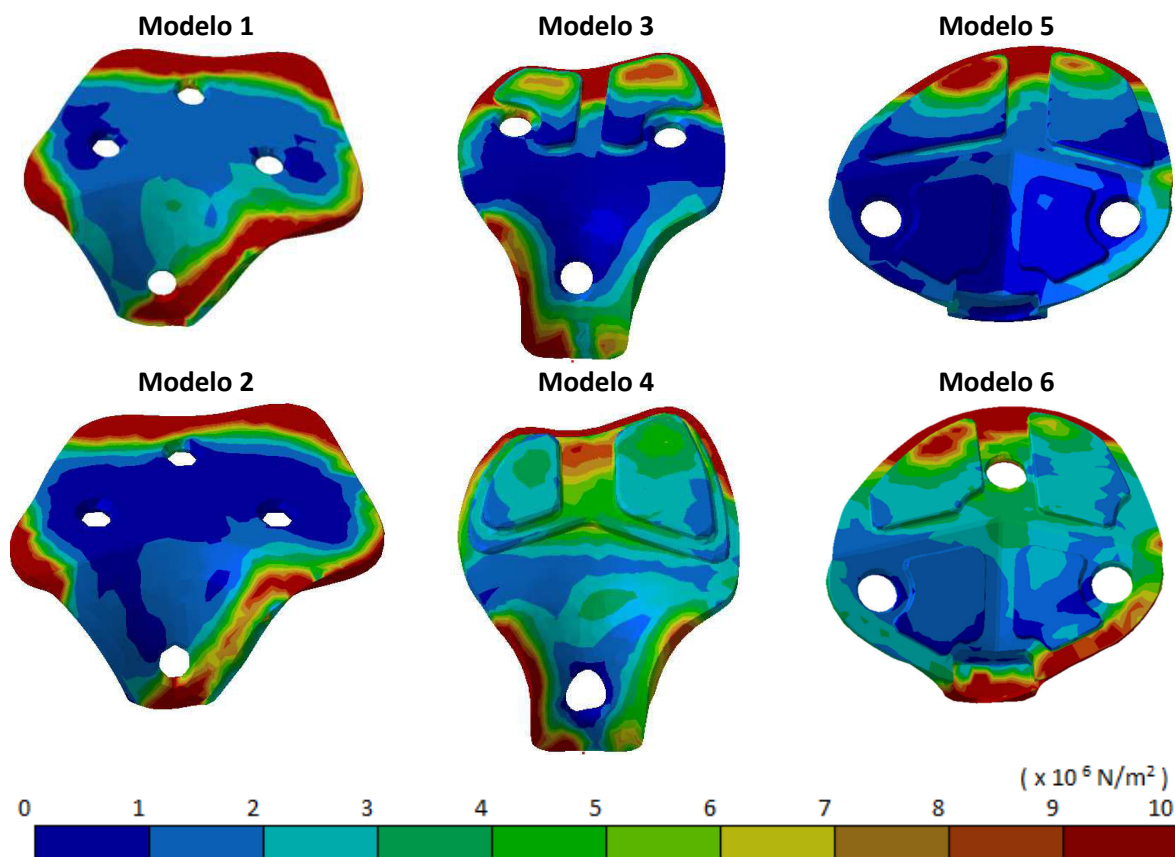


Figura 74 – Tensões de von Mises nos modelos intactos e propostas de novos modelos para a situação representativa do curto termo.

A tensão de von Mises os novos modelos propostos para a atividade de agachamento na situação de longo termo encontra-se representada na figura 75. O modelo 1 tem o pico de tensão com valor de 90MPa e apresenta 20% do volume de cimento ósseo com tensões superiores a 10MPa na periferia lateral e medial. O modelo 2 tem o pico de tensão com valor de 482MPa e apresenta 34% do volume de cimento ósseo com tensões superiores a 10MPa na zona medial. O modelo 3 apresenta um pico com 48MPa e 17% do volume de cimento ósseo com tensões de von Mises superiores a 10MPa. O modelo 4 tem o pico de tensões de von Mises máximo com valor de 370MPa e apresenta 26% do volume de cimento ósseo com tensões superiores a 10MPa na zona central. O modelo 5 tem 19% do volume de cimento ósseo com tensões de von Mises superiores a 10MPa e um pico com 157MPa. O modelo 6 tem pico de tensão com valor de 238MPa e apresenta 22% do volume de cimento ósseo com tensões superiores a 10MPa na zona lateral, medial e distal.

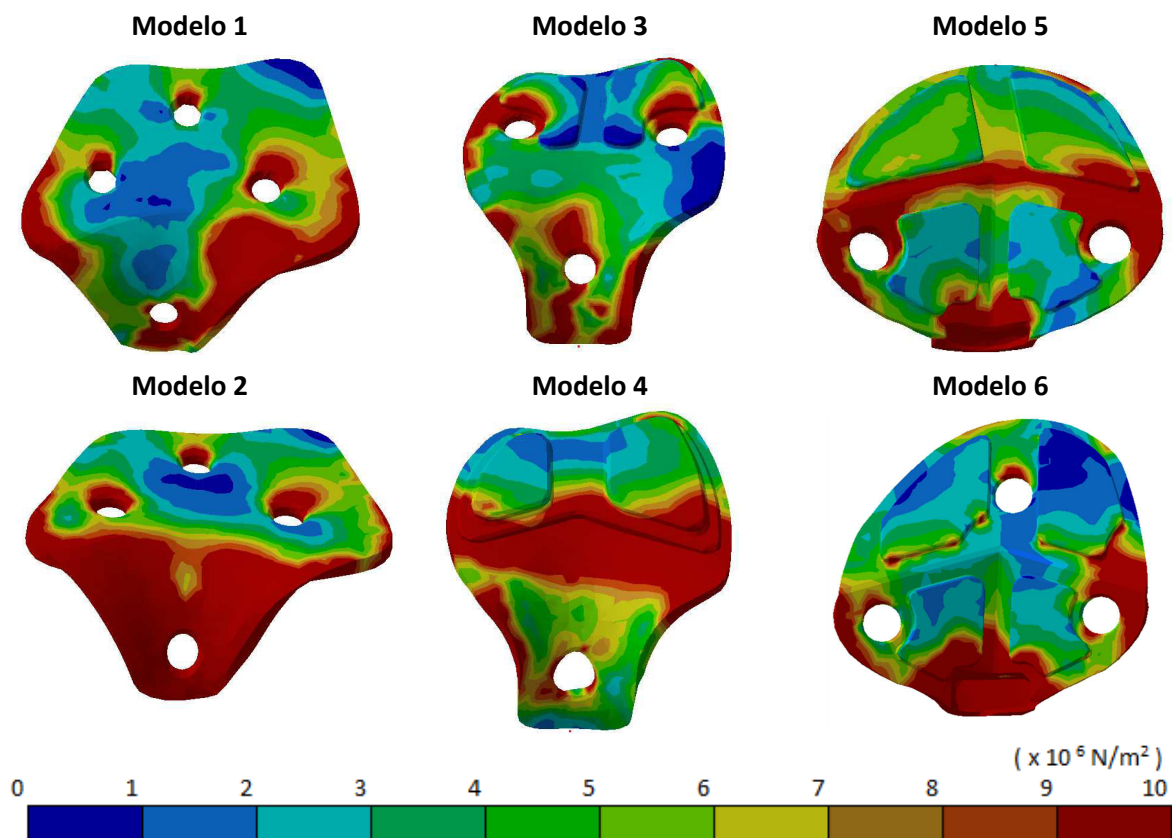


Figura 75 - Tensões de von Mises nos modelos intactos e propostas de novos modelos para a situação representativa do longo termo.

5.3.3. Micromovimentos na situação de longo termo

Os micromovimentos relativos aos deslocamentos entre o cimento ósseo e o osso esponjoso nos modelos 1 e 2 estão representados na figura 76, figura 77 e figura 78.

No alinhamento X1 (figura 76) estão representados os micromovimentos da zona mais distal da interface cimento ósseo osso esponjoso. O modelo 1 apresenta micromovimentos médios de $18\mu\text{m}$ e um valor máximo de $46\mu\text{m}$. O modelo 2 apresenta média de micromovimentos de $21\mu\text{m}$ e um valor máximo de $41\mu\text{m}$.

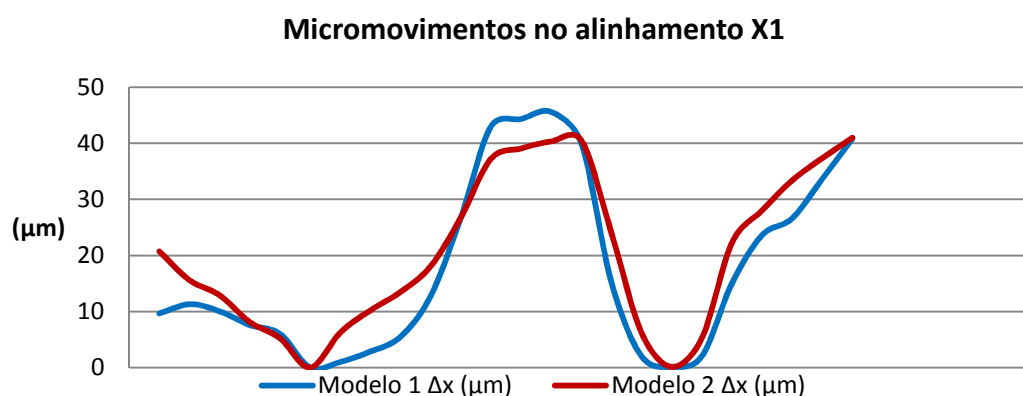


Figura 76 - Micromovimentos do cimento ósseo em relação ao osso esponjoso no alinhamento X1.

A figura 77 representa os micromovimentos na zona central da interface cimento ósseo-osso esponjoso, no alinhamento X2. O modelo 1 tem micromovimentos médios de $23\mu\text{m}$ e um valor máximo de $55\mu\text{m}$. O modelo 2 tem os micromovimentos médios com valor de $11\mu\text{m}$ e um valor máximo de $39\mu\text{m}$.

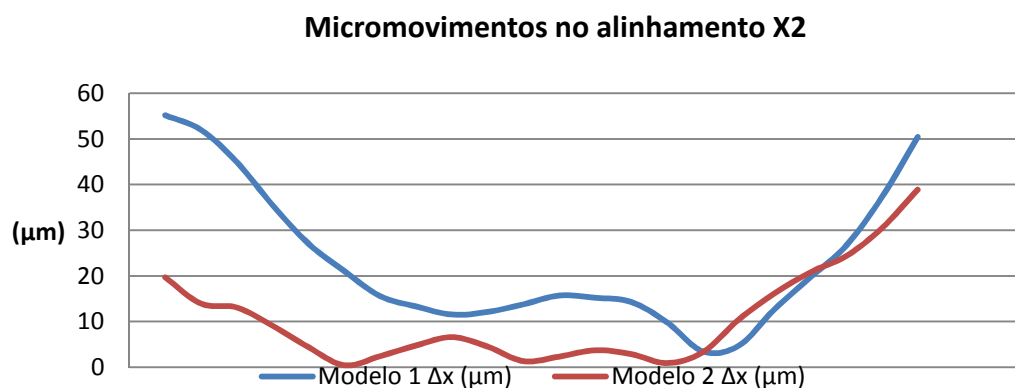


Figura 77 - Micromovimentos do cimento ósseo em relação ao osso esponjoso no alinhamento X2.

Os micromovimentos da zona mais proximal, alinhamento X3, estão representados na figura 78. O modelo 1 apresenta micromovimentos médios de aproximadamente 26 μ m e micromovimentos com valor máximo de 32 μ m, sendo valores estes superiores aos do modelo 2. O modelo 2 tem micromovimentos máximos de 20 μ m e médios inferiores ao modelo 1 cerca de 2 vezes.

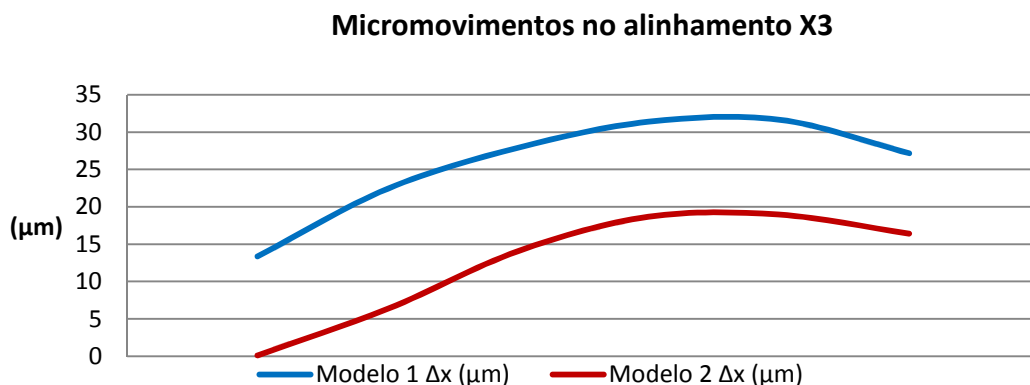


Figura 78 - Micromovimentos do cimento ósseo em relação ao osso esponjoso no alinhamento X3.

Os micromovimentos relativos aos deslocamentos entre o cimento ósseo e o osso esponjoso nos modelos 3 e 4 na situação clínica representativa do longo termo estão representados na figura 79, figura 80 e figura 81.

Na figura 79 estão representados os micromovimentos do alinhamento X1, situado na zona mais distal da interface cimento ósseo-osso esponjoso para os modelos 3 e 4. O modelo 3 apresenta micromovimentos médios de aproximadamente 26 μ m e micromovimentos máximos de 42 μ m. O modelo 4 tem micromovimentos médios de cerca de 39 μ m e os máximos aproximadamente 2 vezes superiores ao modelo 3.

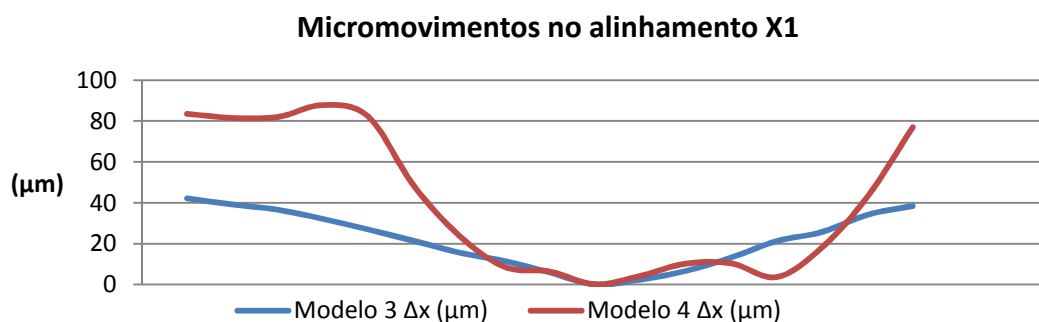


Figura 79 - Micromovimentos do cimento ósseo em relação ao osso esponjoso no alinhamento X1.

Os micromovimentos dos modelos 3 e 4 na zona central, alinhamento X2, estão representados na figura 80. O modelo 3 apresenta micromovimentos médios de cerca de 29 μ m e um valor máximo de 47 μ m. O modelo 4 apresenta micromovimentos médios superiores ao modelo 3 em cerca de 3 vezes e micromovimentos com valor máximo de 106 μ m.

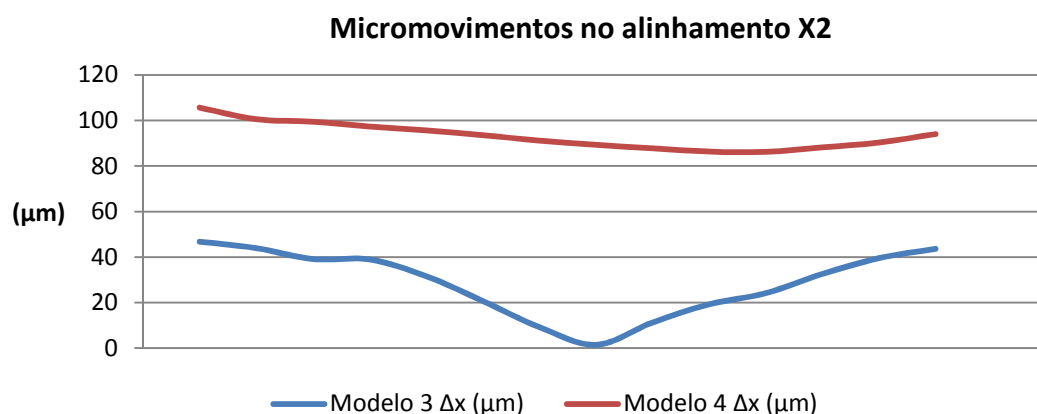


Figura 80 - Micromovimentos do cimento ósseo em relação ao osso esponjoso no alinhamento X2.

Os micromovimentos na zona mais proximal, alinhamento X3, estão representados na figura 81. O modelo 3 apresenta micromovimentos médios próximos de 42 μ m e micromovimentos com valor máximo de 50 μ m. O modelo 4 apresenta micromovimentos superiores ao modelo 3 em aproximadamente 4 vezes.

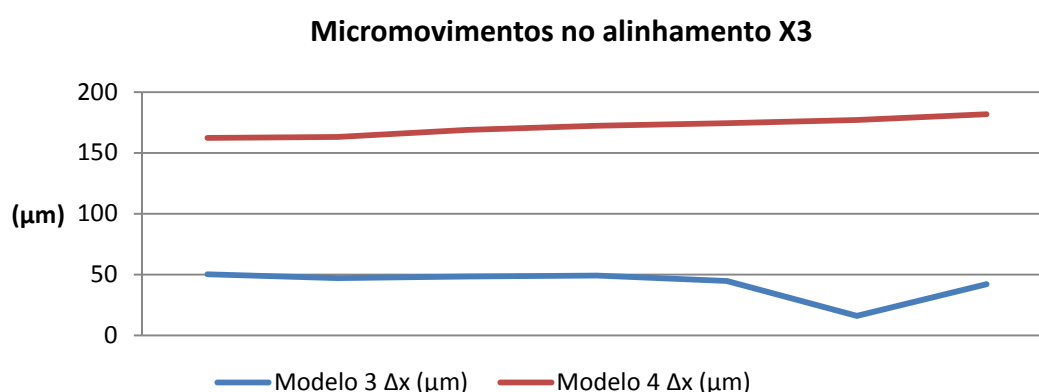


Figura 81 - Micromovimentos do cimento ósseo em relação ao osso esponjoso no alinhamento X3.

Os micromovimentos relativos aos deslocamentos entre o cimento ósseo e o osso esponjoso nos modelos 5 e 6 na situação clínica representativa do longo termo estão representados na figura 82, figura 83 e figura 84.

Na figura 82 estão representados os micromovimentos na zonal mais distal, alinhamento X1, da interface cimento ósseo osso esponjoso. O modelo 5 apresenta micromovimentos médios com aproximadamente 30 μ m e um valor máximo de 102 μ m. O modelo 6 apresenta micromovimentos superiores ao modelo 5, com micromovimentos médios de cerca de 67 μ m e com valor máximo de 189 μ m.

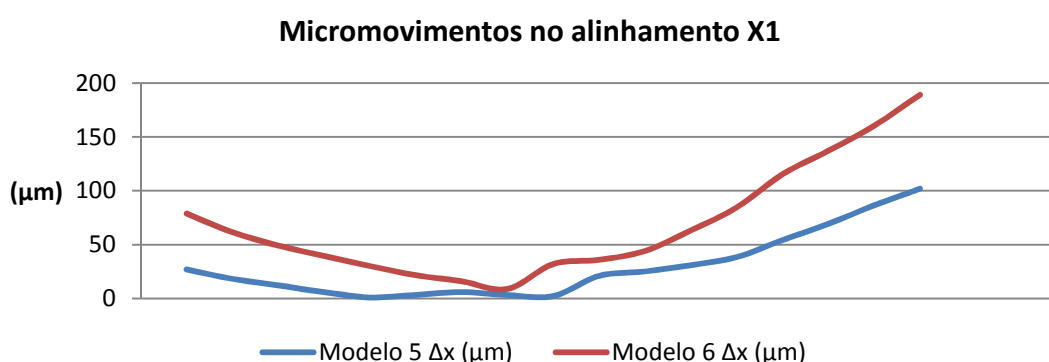


Figura 82 - Micromovimentos do cimento ósseo em relação ao osso esponjoso no alinhamento X1.

Os micromovimentos dos modelos 5 e 6 no alinhamento X2, na zona central da interface cimento ósseo osso esponjoso estão representados na figura 83. O modelo 5 tem micromovimentos médios de aproximadamente 42 μ m e um valor máximo de 70 μ m. O modelo 6 apresenta micromovimentos médios de aproximadamente 62 μ m e um valor máximo de 143 μ m.

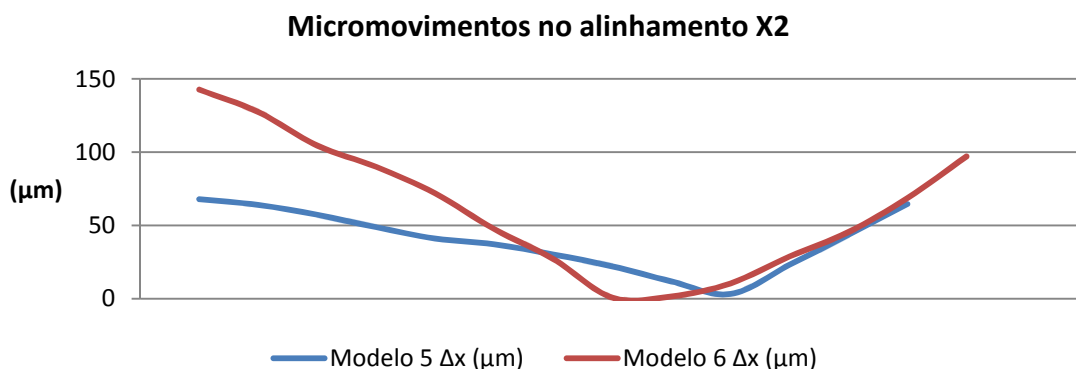


Figura 83 - Micromovimentos do cimento ósseo em relação ao osso esponjoso no alinhamento X2.

Na figura 84 estão representados os micromovimentos na zona mais proximal da interface cimento ósseo-osso esponjoso, alinhamento X3. O modelo 5 apresenta micromovimentos médios de aproximadamente 113 μm e um valor máximo de 118 μm . O modelo 6 tem micromovimentos médios superiores ao modelo 5, sendo estes próximos de 138 μm , e um valor máximo de 209 μm .

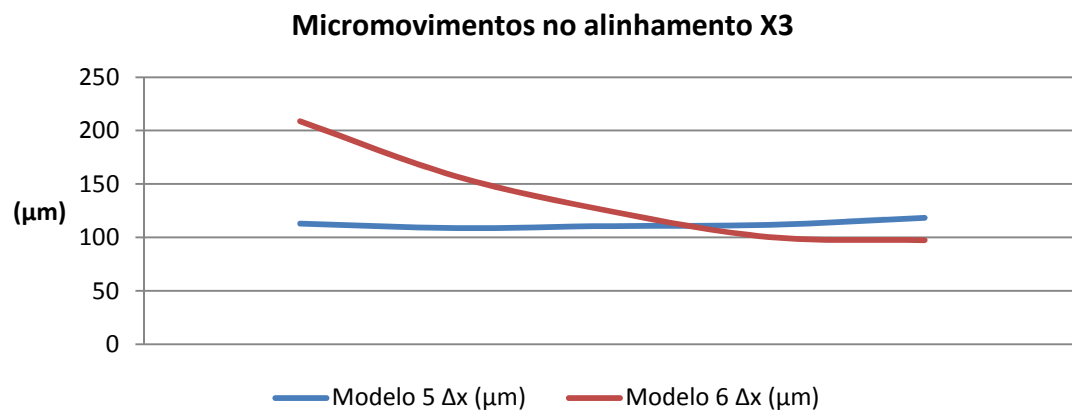


Figura 84 - Micromovimentos do cimento ósseo em relação ao osso esponjoso no alinhamento X3.

5.4. Discussão de resultados

Um dos processos de falha do tecido ósseo esponjoso ocorre geralmente devido à sobrecarga e é geralmente um efeito fadiga. Na análise comparativa das deformações no osso esponjoso dos modelos intactos e novos modelos propostos, para a atividade de agachamento na situação de curto termo, os níveis de deformação estão próximas das deformações no osso intacto, com exceção do modelo 6 que apresenta um aumento em relação ao intacto próximo de 2 vezes (6784 para 12705 μstrain) nas deformações principais máximas e de cerca de 3 vezes (-4520 para -13560 μstrain) nas deformações principais mínimas. Na situação de longo termo o modelo 5 é o que mais aumenta em relação ao intacto com cerca de 7 vezes (6940 para 48580 μstrain) nas deformações principais máximas, nas deformações principais mínimas o modelo que mais aumenta em relação ao intacto é o modelo 5 com aumento próximo de 8 vezes (-6540 para -52570 μstrain). Nos modelos 5 e 6 o risco de falha do osso esponjoso é elevado devido aos elevados níveis de deformações. Os restantes modelos de implantes apresentam valores comparáveis aos implantes comerciais analisados no capítulo anterior.

O efeito *stress shielding* continua a estar presente nos novos modelo 1, 2, 3 e 5 apresentados na zona central onde as deformações foram inferiores ao modelo intacto, chegando esta diminuição a cerca de 3 vezes. O modelo 4 e o modelo 6 foram aqueles que menor efeito de *stress shielding* provocaram no osso esponjoso, sendo estes coincidentes com a utilização do material Oxinium de menor módulo de elasticidade.

Os novos modelos propostos na situação de curto termo apresentam tensões no cimento-ósseo superiores a 10MPa, o modelo 1 apresenta 18% do volume de cimento com tensões de von Mises superiores a 10MPa, o modelo 2, 3 e 4 apresentam cerca de 13%, o modelo 5 cerca de 8% e o modelo 6 cerca de 11%. Na situação de longo termo o modelo 1, 3, 5 e 6 apresentam cerca de 20% do cimento com tensões superiores a 10MPa, o modelo 2 cerca de 34% e o modelo 4 aproximadamente 26%. Em resumo dos novos modelos estudados os que mais comprometem a resistência à fadiga do cimento-ósseo são os modelos 2, 4 e 6 em especial na condição de longo termo. No entanto, na situação de curto termo, apesar de todos os novos modelos apresentarem valores de tensão superiores a 10MPa os modelos 5 e 6 foram aqueles que apresentaram menor volume de cimento acima deste valor.

Na situação clínica representativa do longo termo em que o manto de cimento foi considerado descolado do osso, mas mantendo uma certa resistência ao deslizamento por efeito da interdigitação do cimento ósseo nas trabéculas do osso esponjoso, a avaliação dos micromovimentos na interface-cimento-osso permitiu avaliar a capacidade de estabilidade para cada uma das novas propostas de implante. Os modelos 1, 2 e 3 foram os que apresentaram micromovimentos médios mais baixos, sendo estes os modelos que asseguram a maior estabilidade do implante quando este se solta do osso, estes 3 modelos utilizam na fixação ao osso vários pinos. O modelo 6 é o que apresenta menor estabilidade, sendo este um dos que apresenta menor número de pinos em contacto com o osso esponjoso.

Da conjugação dos diferentes resultados com as novas propostas de modelos de implante patelo-femoral, ao nível das deformações no osso esponjoso, tensão de von Mises no cimento ósseo e micromovimentos na interface cimento osso na situação de longo termo temos que o modelo 4, com base na geometria do implante Vanguard em material Oxinium, sugere o melhor compromisso de entre todos os implantes.

6. Conclusões e trabalhos futuros

O sucesso da artroplastia patelo-femoral tem vindo a aumentar obtendo bons resultados com os implantes comerciais atuais, contudo o número de joelhos que necessitam de uma nova artroplastia é ainda considerável. Parte das novas artroplastias são motivadas pela perda óssea associada aos efeitos de *stress shielding*, rutura por fadiga e osteólise.

O efeito *stress shielding* ocorre quando o implante altera a distribuição das tensões no osso e origina zonas com baixo nível de tensão relativamente à situação intata, levando a uma reabsorção óssea localizada. O efeito de rutura por fadiga no osso ocorre quando a alteração das tensões provocadas pelo implante origina zonas com elevada deformação no osso levando à criação de microfissuras e posterior rutura do osso. A osteólise é um processo de perda óssea que ocorre devido a reações inflamatórias, neste caso provocadas pela libertação de partículas de cimento ósseo, originada pela fricção entre o osso e o cimento ósseo ou pela rutura do cimento.

Nos modelos comerciais analisados o implante Journey é o que combina os melhores resultados e desde logo o menor risco de falência do osso esponjoso. O modelo Journey foi o que menos efeito de *stress shielding* apresentou, este facto deve-se ao implante ser fabricado com uma liga metálica com módulo de elasticidade aproximadamente três vezes inferior à liga usada nos modelos Zimmer e Vanguard. Na distribuição de deformações no osso esponjoso o modelo Vanguard foi o que menos zonas de elevada deformação (zonas de sobrecarga) apresentou, seguido do Journey e Zimmer, estes resultados devem-se ao facto de o modelo Vanguard não ter pinos de fixação proximais. Na situação clínica representativa do longo termo, os pinos de fixação são os elementos que mantêm o implante fixo ao osso pelo que nos modelos Zimmer e Journey, as zonas circundantes aos furos proximais possuem elevadas deformações. O modelo Journey é o que apresenta os deslocamentos mais baixos entre o osso esponjoso e o cimento ósseo. Este facto deve-se à geometria de fixação onde os eixos dos pinos proximais têm direção diferente do eixo do pino distal.

O implante comercial que apresenta menor risco de falência no cimento ósseo é o Vanguard, tal deve-se ao facto de possuir na zona proximal cavidades que são preenchidas com cimento ósseo permitindo maior espessura de cimento. O modelo Journey é o que apresenta maior risco de falência do cimento ósseo, a menor rigidez da liga em que é construído e a ausência das cavidades para enchimento com cimento ósseo contribuem para a existência de tensões mais elevadas no cimento ósseo.

Nos novos modelos propostos o modelo 4 é o que conjuga os melhores resultados e consequentemente é o que possui menor risco de falência do osso. O efeito *stress shielding* foi menos visível no modelo 4, foi também este o modelo que menos zonas de elevada deformação (zonas de sobrecarga) apresentou, tais factos devem-se a este modelo utilizar o material Oxinium (menor módulo de elasticidade) conjugado com a existência de cavidades para enchimento ósseo e a ausência de pinos proximais. O modelo que apresentou menores deslocamentos entre o osso esponjoso e cimento ósseo foi o modelo 2, este modelo possui os pinos proximais com direção diferente do pino distal e o material utilizado foi a liga de Crómio-Cobalto com módulo de elasticidade cerca de três vezes superior ao módulo de elasticidade do material Oxinium.

O modelo proposto que menor risco de falência apresenta no cimento ósseo é o modelo 3. Este conjuga cavidades proximais para enchimento ósseo, dois pinos proximais com direção diferente do pino distal e o material utilizado foi a liga de Crómio-Cobalto.

O modelo 4, entre os modelos comerciais e modelos propostos analisados, foi o que conjugou os melhores resultados. Foi o modelo onde o efeito de *stress shielding* foi menos visível e onde as zonas de sobrecarga de deformação foram inferiores e foi também dos modelos com menor quantidade do cimento ósseo acima da tensão limite de fadiga.

Nas várias análises comparativas efetuadas foi possível verificar os seguintes factos: as cavidades para enchimento ósseo melhoram a distribuição das tensões de von Mises no cimento ósseo, ajudam na distribuição das deformações no osso diminuindo zonas de sobrecarga e zonas com efeito de *stress shielding*; a diferente direção do pino distal com os pinos proximais melhora a estabilidade do implante a longo termo, diminui os deslocamentos entre o cimento ósseo e o osso esponjoso; a utilização de pinos proximais na fixação do implante melhora a estabilidade a longo prazo, mas permite elevadas deformações no osso nas zonas dos furos de fixação para a situação clínica representativa do longo termo; o uso de materiais menos rígidos permite uma melhor distribuição de deformações no osso, diminuindo as zonas de sobrecarga e de efeito de *stress shielding*, apesar de proporcionar tensões mais elevadas no cimento ósseo.

Os estudos publicados, e resumidos no capítulo 3, mostram que nos estudos com acompanhamento mais longo a taxa de insucesso aumenta e que um maior número de pacientes necessita de nova artroplastia. Parte das revisões são motivadas por perdas assépticas do implante, o que vai de encontro com os resultados obtidos neste trabalho, em que atividades como subir escadas e agachamentos geram tensões superiores à tensão limite de fadiga no cimento ósseo e zonas de sobrecarga (elevadas deformações) no osso o que pode levar à rutura por fadiga tanto do osso como do cimento ósseo e posterior perda do implante.

Para complementar este trabalho, seria interessante realizar os estudos experimentais dos implantes comerciais e dos novos modelos propostos.

Os valores usados para os modelos numéricos nas propriedades do osso cortical e osso esponjoso deveriam ser obtidos das imagens TAC, obtendo a densidade óssea recorrendo à escala de Hounsfield.

Neste trabalho alterou-se apenas a geometria da interface de fixação do implante, mantendo a interface patelar. Seria interessante conjugar alterações na geometria da interface patelar com a interface de fixação ao osso.

Referências

- Ackroyd, C. E., Newman, J. H., Evans, R., Eldridge, J. D., Joslin, C. C. (2007). "The Avon patellofemoral arthroplasty: five-year survivorship and functional results." J Bone Joint Surg Br 89(3): 310-315.
- Aglietti, P., Insall, J. N., Walker, P. S., Trent, P. (1975). "A new patella prosthesis. Design and application." Clin Orthop Relat Res(107): 175-187.
- Argenson, J. N., Flecher, X., Parratte, S., Aubaniac, J. M. (2005). "Patellofemoral arthroplasty: an update." Clin Orthop Relat Res 440: 50-53.
- Argenson, J. N., Guillaume, J. M., Aubaniac, J. M. (1995). "Is there a place for patellofemoral arthroplasty?" Clin Orthop Relat Res(321): 162-167.
- Arnbjornsson, A. H., Ryd, L. (1998). "The use of isolated patellar prostheses in Sweden 1977-1986." Int Orthop 22(3): 141-144.
- Arthrosurface. (2011). "Patello-Femoral: Resurfacing System. ." Acedido em 10-2012, <http://www.arthrosurface.com/Products/Knee/Patello-Femoral/PFliterature-videos.htm>.
- Biomet. (2010). "Vanguard PFR Partial Knee Patellofemoral Replacement System: surgical Technique." Acedido em 10-2012, <http://www.biomet.com/orthopedics/productDetail.cfm?category=2&product=203>.
- Blazina, M. E., Fox, J. M., Del Pizzo, W., Broukhim, B., Ivey, F. M. (1979). "Patellofemoral replacement." Clin Orthop Relat Res(144): 98-102.
- Burstein, A. H., Wright, T. M. (1994). Fundamentals of orthopaedic biomechanics. Baltimore, Williams & Wilkins.
- Cartier, P., Sanouiller, J. L., Grelsamer, R. (1990). "Patellofemoral arthroplasty. 2-12-year follow-up study." J Arthroplasty 5(1): 49-55.
- Castro, A. (2009). Development of a new femoral component for patellofemoral prosthesis, Tese de Mestrado em Engenharia Mecânica, Universidade do Minho.
- Ceraver. (2012). "HERMES Patello-femoral Joint System." Acedido em 10-2012, http://www.ceraver.fr/?p_id=298.
- Charnley, J. (1979). Low friction arthroplasty of the hip: theory and practice. Berlim, Springer-Verlag Berlin and Heidelberg GmbH & Co. KG.

Choi, K.,Goldstein, S. A. (1992). "A comparison of the fatigue behavior of human trabecular and cortical bone tissue." J Biomech 25(12): 1371-1381.

Cipolletti, G. B.,Cook, F. W. (1978). Fatigue of bone cement in physiological saline at one Hz. Trans 4th Annu. Soc. Biomater. and 10th Int Biomater. San Antonio, Symp: pp.134-135.

Completo, A. (2006). Estudo Numérico e Experimental da Biomecânica da Prótese do Joelho, Tese de Doutorado em Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro.

Completo, A., Fonseca, F.(2011). Fundamentos de Biomecânica - Músculo, Esquelética e Ortopédica. Porto, Publindústria.

Currey, J. D. (2002). Bones: Structure And Mechanics. New Jersey, Princeton University Press.

De Cloedt, P., Legaye, J.,Lokietek, W. (1999). "[Femoro-patellar prosthesis. A retrospective study of 45 consecutive cases with a follow-up of 3-12 years]." Acta Orthop Belg 65(2): 170-175.

Duparc, J. (2003). Surgical Techniques in Orthopaedics and Traumatology: Femur and knee. Paris, Elsevier Health Sciences.

Espregueira-Mendes, J.,Pessoa, P. (2006). O Joelho. Lisboa, Lidel.

Faller, A., Schünke, M., Schünke, A. F. M. S. G.,Ethan Taub, M. D. (2004). The Human Body: An Introduction to Structure and Function. Estugarda, Georg Thieme Verlag.

Fritz, J., Janssen, P., Gaissmaier, C., Schewe, B.,Weise, K. (2008). "Articular cartilage defects in the knee--basics, therapies and results." Injury 39 Suppl 1: S50-57.

Gibson, L. J. (1985). "The mechanical behaviour of cancellous bone." J Biomech 18(5): 317-328.

Gomes, L. (2010). Biomateriais em Artroplastia de Quadril: Propriedades, Estrutura e Composição. O Quadril. S. Paulo, Atheneu: 864.

Gupta, R. R., Zywiell, M. G., Leadbetter, W. B., Bonutti, P.,Mont, M. A. (2010). "Scientific evidence for the use of modern patellofemoral arthroplasty." Expert Rev Med Devices 7(1): 51-66.

Havelin, L. I., Espehaug, B., Vollset, S. E.,Engesaeter, L. B. (1995). "The effect of the type of cement on early revision of Charnley total hip prostheses. A review of eight thousand five hundred and seventy-nine primary arthroplasties from the Norwegian Arthroplasty Register." J Bone Joint Surg Am 77(10): 1543-1550.

Hendrix, M. R., Ackroyd, C. E.,Lonner, J. H. (2008). "Revision patellofemoral arthroplasty: three- to seven-year follow-up." J Arthroplasty 23(7): 977-983.

James, S. P., Jasty, M., Davies, J., Piehler, H.,Harris, W. H. (1992). "A fractographic investigation of PMMA bone cement focusing on the relationship between porosity reduction and increased fatigue life." J Biomed Mater Res 26(5): 651-662.

Jasty, M., Maloney, W. J., Bragdon, C. R., O'Connor, D. O., Haire, T., Harris, W. H. (1991). "The initiation of failure in cemented femoral components of hip arthroplasties." *J Bone Joint Surg Br* 73(4): 551-558.

Kapandji, I. A. (1982). *The Physiology of the Joints: Lower Limb, Volume 2*. Edinburg, Harcourt Health Sciences Group.

Krajca-Radcliffe, J. B., Coker, T. P. (1996). "Patellofemoral arthroplasty. A 2- to 18-year followup study." *Clin Orthop Relat Res*(330): 143-151.

Leadbetter, W. B., Kolisek, F. R., Levitt, R. L., Brooker, A. F., Zietz, P., Marker, D. R., Bonutti, P. M., Mont, M. A. (2009). "Patellofemoral arthroplasty: a multi-centre study with minimum 2-year follow-up." *Int Orthop* 33(6): 1597-1601.

Levangie, P. K., Norkin, C. C. (2011). *Joint Structure and Function: A Comprehensive Analysis*. Philadelphia, F. A. Davis Company.

Levitt, R. L. (1973). "A long-term evaluation of patellar prostheses." *Clin Orthop Relat Res*(97): 153-157.

Lippert, L. (2006). *Clinical Kinesiology and Anatomy*. Philadelphia, F. A. Davis Company.

Lustig, S., Magnussen, R. A., Dahm, D. L., Parker, D. (2012). "Patellofemoral arthroplasty, where are we today?" *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 20(7): 1216-1226.

Matthews, L. S., Sonstegard, D. A., Henke, J. A. (1977). "Load bearing characteristics of the patellofemoral joint." *Acta Orthop Scand* 48(5): 511-516.

McKeever, D. C. (1955). "Patellar prosthesis." *J Bone Joint Surg Am* 37-A(5): 1074-1084.

Meireles, S. (2008). *Development of a computational and experimental model for intact and implanted patellofemoral articulation*, Tese de Mestrado em Engenharia Biomédica, Universidade do Minho.

Merchant, A. C. (2004). "Early results with a total patellofemoral joint replacement arthroplasty prosthesis." *J Arthroplasty* 19(7): 829-836.

Mertl, P., Van, F. T., Bonhomme, P., Vives, P. (1997). "[Femoropatellar osteoarthritis treated by prosthesis. Retrospective study of 50 implants]." *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 83(8): 712-718.

Mohammed, R., Jimulia, T., Durve, K., Bansal, M., Green, M., Learmonth, D. (2008). "Medium-term results of patellofemoral joint arthroplasty." *Acta Orthop Belg* 74(4): 472-477.

Mont, M. A., Johnson, A. J., Naziri, Q., Kolisek, F. R., Leadbetter, W. B. (2012). "Patellofemoral arthroplasty: 7-year mean follow-up." *J Arthroplasty* 27(3): 358-361.

Moore, Keith, L., Dalley, Arthur, F. (2005). *Clinically Oriented Anatomy*. Maryland, Lippincott Williams & Wilkins.

Morra, E. A., Greenwald, A. S. (2006). "Patellofemoral replacement polymer stress during daily activities: a finite element study." J Bone Joint Surg Am 88 Suppl 4: 213-216.

Morrison, J. B. (1970a). "The mechanics of muscle function in locomotion." J Biomech 3(4): 431-451.

Morrison, J. B. (1970b). "The mechanics of the knee joint in relation to normal walking." J Biomech 3(1): 51-61.

Mow, V. C., Hayes, W. C. (1997). Basic Orthopedic Biomechanics. Philadelphia, Lippincott-Raven.

Najarian, S., Rostami, M., Rezaei, T. (2005). Biomechanical analysis of patellofemoral joint prosthesis using finite element method. In Proceedings of Second IASTED International Conference on Biomechanics: 7-9 September, Benidorm, Spain. A. Edited by Hamza MH. Calgary, Canada: ACTA Press.

Nordin, M., Frankel, V. H. (2001). Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System. Maryland, Lippincott Williams & Wilkins.

Noyes, F. R. (2009). Noyes' Knee Disorders: Surgery, Rehabilitation, Clinical Outcomes E-Book: Surgery, Rehabilitation, Clinical Outcomes E-Book, Elsevier Health Sciences.

Odumenya, M., Costa, M. L., Parsons, N., Achten, J., Dhillon, M., Krikler, S. J. (2010). "The Avon patellofemoral joint replacement: Five-year results from an independent centre." J Bone Joint Surg Br 92(1): 56-60.

Palastanga, N., Field, D., Soames, R. (1998). Anatomy and human movement: structure and function. Edinburgh, Butterworth-Heinemann.

Pickett, J. C., Stoll, D. A. (1979). "Patellaplasty or patellectomy?" Clin Orthop Relat Res(144): 103-106.

Pilliar, R. M., Blackwell, R., Macnab, I., Cameron, H. U. (1976). "Carbon fiber-reinforced bone cement in orthopedic surgery." J Biomed Mater Res 10(6): 893-906.

RelayHealth. (2012). "Runner's Knee: Teen Version." Accessed em 10-2012, <http://media.summitmedicalgroup.com>.

Saladin, K. S. (2003). Anatomy & Physiology: The Unity of Form and Function. New York, McGraw-Hill.

Scanlon, V. C., Sanders, T. (1991). Essentials of anatomy and physiology. Philadelphia, F.A. Davis.

Schindler, O. S., Scott, W. N. (2011). "Basic kinematics and biomechanics of the patello-femoral joint. Part 1: The native patella." Acta Orthop Belg 77(4): 421-431.

Seeley, R. R., VanPutte, C. L., Regan, J. L., Russo, A. F. (2011). Seeley's Anatomy & Physiology. New York, McGraw-Hill.

Smidt, G. L. (1973). "Biomechanical analysis of knee flexion and extension." J Biomech 6(1): 79-92.

Smith&Nephew. (2007). "Journey PFJ Oxinium: Patellofemoral Joint with Oxidized Zirconium: Surgical Technique." Acedido em 10-2012, <http://www.smith-nephew.com/en-us/us-professional/products/all-products/journey-pfj/>.

Stryker. (2012). "AVON Patello-Femoral Joint Replacement System." Acedido em 10-2012, <http://www.stryker.com/en-us/products/Orthopaedics/KneeReplacement/Partial/AvonPatellaFemoral/index.htm#>.

Tissakht, M., Ahmed, A. M., Chan, K. C. (1996). "Calculated stress-shielding in the distal femur after total knee replacement corresponds to the reported location of bone loss." J Orthop Res 14(5): 778-785.

van Jonbergen, H. P., Innocenti, B., Gervasi, G. L., Labey, L., Verdonschot, N. (2012). "Differences in the stress distribution in the distal femur between patellofemoral joint replacement and total knee replacement: a finite element study." J Orthop Surg Res 7: 28.

van Jonbergen, H. P., Koster, K., Labey, L., Innocenti, B., van Kampen, A. (2010c). "Distal femoral bone mineral density decreases following patellofemoral arthroplasty: 1-year follow-up study of 14 patients." BMC Musculoskelet Disord 11: 74.

van Jonbergen, H. P., Poolman, R. W., van Kampen, A. (2010a). "Isolated patellofemoral osteoarthritis." Acta Orthop 81(2): 199-205.

van Jonbergen, H. P., Werkman, D. M., Barnaart, L. F., van Kampen, A. (2010b). "Long-term outcomes of patellofemoral arthroplasty." J Arthroplasty 25(7): 1066-1071.

Van Lenthe, G. H., de Waal Malefijt, M. C., Huiskes, R. (1997). "Stress shielding after total knee replacement may cause bone resorption in the distal femur." J Bone Joint Surg Br 79(1): 117-122.

van Wagenberg, J. M., Speigner, B., Gosens, T., de Waal Malefijt, J. (2009). "Midterm clinical results of the Autocentric II patellofemoral prosthesis." Int Orthop 33(6): 1603-1608.

Verdonschot, N., Huiskes, R. (1997). "Acrylic cement creeps but does not allow much subsidence of femoral stems." J Bone Joint Surg Br 79(4): 665-669.

Willert, H. G., Broback, L. G., Buchhorn, G. H., Jensen, P. H., Koster, G., Lang, I., Ochsner, P., Schenk, R. (1996). "Crevice corrosion of cemented titanium alloy stems in total hip replacements." Clin Orthop Relat Res(333): 51-75.

Worrell, R. V. (1979). "Prosthetic resurfacing of the patella." Clin Orthop Relat Res(144): 91-97.

Worrell, R. V. (1986). "Resurfacing of the patella in young patients." Orthop Clin North Am 17(2): 303-309.

Zimmer. (2009). "Zimmer Gender Solutions Patello-Femoral Joint (PFJ) System: surgical Technique." Acedido em 10-2012, <http://www.zimmer.com/en-US/hcp/knee/product/nexgen-patello-femoral-joint.aspx>.